

**Aus der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie
Geschäftsführende Direktorin: Prof. Dr. med. R. Engenhardt-Cabillic**

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

**in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,
Standort Marburg**

Dosimetrischer Vergleich sehr kleiner Bestrahlungsfelder mit Hilfe der
Ionisations- und Filmdosimetrie

**Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten
Humanmedizin**

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

**Ulrich Mager
aus Rottweil**

Marburg, 2009

**Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg am: 5.11.2009**

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. Rothmund
Referent: Frau Prof. Dr. Engenhardt-Cabillic
1. Korreferent: Prof. Dr. Alfke

Abkürzungs- und Fachwörterverzeichnis

Cerrobend

Auch Lipowitz oder Woods Metall, Legierung aus Bismut, Zinn, Blei und Cadmium mit niederem Schmelzpunkt.

Charakteristische Röntgenstrahlung

Charakteristisches Strahlenspektrum welches durch Auffüllen innerer Elektronenschalen, in denen durch Elektronenstoß Löcher entstanden sind, zustande kommt.

Homogenität

Wird beurteilt nach der Symmetrie der beiden Halbfelder einer Querverteilung (bezogen auf den Zentralstrahl).

Divergenz eines Strahlenbündels

Der Teilchenstrahl weitet sich auf, nachdem er die Strahlenquelle über eine Blende verlassen hat. Bei Rundblenden bildet sich dadurch ein kegelförmiger Strahlengang.

DNS

Desoxyribonukleinsäure, Biomolekül und Trägerin der Erbinformation

Dosisgradient

Veränderung der Strahlendosis, zum Beispiel längs einer Geraden.

Dosisleistung

Quotient aus Dosis und Bestrahlungszeitintervall

FFA

Film-Fokus-Abstand

FOA

Fokus-Oberflächen-Abstand

Gy

Gray; Energiedosis (pro Masseneinheit freigesetzte Energie)

IMRT/ IMRS

Intensity modulated radiotherapy/ Intensity modulated radio surgery

Isodose

Bereiche gleicher relativer Tiefendosis im Bestrahlungsgebiet

Isozentrum

Vordefinierter Punkt, in dieser Arbeit immer in Strahlungsrichtung 100 cm von der Strahlenquelle entfernt liegend.

Keil

Keilförmiger Einschub am Bestrahlerkopf zur Beeinflussung der Dosisverteilung im Strahlenfeld.

keV

Kilo-Elektronen-Volt

Konformationsstrahlentherapie

Der Einsatz sorgfältiger Planung und geeigneter Übertragungstechniken, um Strahlung auf den Tumor und das zu behandelnde umgebende Gewebe zu richten, während gesunde Bereiche geschützt werden. Angepasste dreidimensionale Strahlentherapie und Intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT) sind Weiterentwicklungen dieser Methode.

Konvergenzbogenbestrahlung

Bogenbestrahlung in mehreren nicht-koplanaren Ebenen deren Dosismaxima sich alle in einem gemeinsamen Punkt treffen.

Koplanar

In einer Ebene liegend

LET

Linear Energy Transfer, die beim Durchqueren von Materie abgegebene Energie eines ionisierendes Teilchen an das umliegende Material

Micro-MLK

Micro-Multileaf-Kollimator

Mini-MLK

Mini-Multileaf-Kollimator

ME

Monitor Einheit

MeV

Mega Elektronen Volt

MLK

Multileaf-Kollimator

MV

Mega Volt

OD

Optische Dichte

Penumbra

Auch **Halbschatten**, beschreibt bei einer Querverteilung den Abstand zwischen der 20%-Isodose und der 80%-Isodose.

PTV

Planning Target Volume (Planzielvolumen) äquivalent zum klinischen Zielvolumen (CTV), in der Regel dem Tumervolumen plus einem Sicherheitssaum zum Berücksichtigen von Ungenauigkeiten beim Immobilisieren des Patienten und in seiner Anatomie.

Querverteilung

Auch **Dosisquerprofil** (Querprofil), beschreibt die Dosisverteilung entlang einer Geraden, senkrecht zur Strahlenfeldachse.

R [mm]

Rundfeld (mit Blendendurchmesser in mm)

Satellitenblende

Abschirmblöcke, die in das Einschubsystem des Strahlerkopfes eingebracht werden, zur weiteren Formung des Strahlenfeldes.

SID

Source-isocenter-distance

s. Abb.

siehe Abbildung

s. Kap.

siehe Kapitel

TPR (-Kurve)

Tissue phantom ratio (Gewebe-Luft-Verhältnis), Methode zur Ermittlung einer Tiefendosisverteilung

TMR

Tissue maximum ratio (Gewebe-Maximum-Verhältnis), weitere Methode zur Ermittlung einer Tiefendosisverteilung
Tuben für Elektronenstrahlung
Ultraharte Röntgenstrahlung.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungs- und Fachwörterverzeichnis.....	3
1 Einleitung.....	9
1.1 Strahlenphysikalische und strahlenbiologische Grundlagen.....	11
1.2 Dosimetrische Grundbegriffe.....	14
1.3 Zielsetzung der Arbeit.....	15
2 Material und Methoden.....	16
2.1 Messgeräte/Hilfsmittel.....	16
2.1.1 Linearbeschleuniger.....	16
2.1.2 Kollimatoren.....	18
2.1.3 Ionisationskammern.....	20
2.1.4 Laserdensitometer.....	22
2.1.5 Radiografische Filme.....	23
2.1.6 Messphantome	25
2.2 Messungen/Vorgehen.....	27
2.2.1 Filmgradation und Filmevaluierung.....	30
2.2.2 Evaluierung Laserscanner.....	31
2.2.3 Kammerausrichtung und Kammervergleich.....	32
2.2.4 Vergleich Wasserphantom / Plattenphantom.....	34
2.2.5 Vergleich Ionisationskammermessung/Filmdosimetrie.....	35
2.2.6 Vergleich Querprofile verschiedener Kollimatortypen.....	36
3 Ergebnisse.....	38
3.1 Film-Evaluierung.....	38
3.1.1 Film-Gradationsmessung.....	38
3.1.2 Abhängigkeit Filmschwärzung und Entwicklertemperatur.....	39
3.2 Evaluierung des Laserdensitometers.....	40
3.3 Evaluierung der Plattenphantom/Film Kombination.....	45
3.3.1 Ionisationskammermessungen.....	45

3.3.1.1 Einfluss der Kammerorientierung bei der Messung von Dosisprofilen.....	45
3.3.1.2 Messung von TPR-Kurven mit verschiedenen Kammern im Plattenphantom.....	48
3.3.1.3 Messungen der Dosisquerverteilungen mit verschiedenen Kammern in Wasser..	50
3.3.2 Vergleich der gemessenen TPR-Kurven im Wasserphantom/Plattenphantom.....	55
3.3.3 Vergleich von TPR-Kurven gemessen mit Kammer und Film im Plattenphantom..	57
3.3.4 Vergleich von Dosisprofilen gemessen mit Kammer und Film im Plattenphantom..	59
3.4 Evaluierung des Micro-MLK.....	62
3.4.1 Darstellung eines Feldes.....	62
3.4.2 Vergleich Micro-MLK mit Wolframkollimator.....	63
3.4.3 Vergleich mit Mini-MLK.....	71
4 Diskussion.....	75
4.1 Dosimeter.....	75
4.1.1 Filmdosimetrie	75
4.1.2 Ionisationsdosimetrie.....	76
4.1.3 Dosimetervergleich.....	81
4.2 Laserdensitometer.....	83
4.3 Phantome.....	84
4.4 Kollimatorvergleich.....	85
5 Zusammenfassung.....	93
6 Literaturverzeichnis.....	95

1. Einleitung

Die Strahlentherapie zählt neben der Chirurgie und der Chemotherapie zu den drei Grundpfeilern der Behandlung von malignen Tumorerkrankungen. Aber auch benigne Neoplasien oder Malformationen können mit ihr behandelt werden. Die Therapie mit ionisierender Strahlung wird sowohl kurativ, zum Teil als adjuvante Therapie in Kombination mit anderen Behandlungsmethoden, als auch palliativ zum Beispiel zur Schmerztherapie bei Knochenmetastasen eingesetzt.

Neben der Brachytherapie, bei der radioaktive Quellen direkt oder über ein Afterloading-Verfahren über vorgeformte Applikatoren in das Bestrahlungsgebiet eingebracht werden, zählt zur Behandlung mit ionisierender Strahlung vor allem die perkutane Strahlentherapie. Diese erfolgt mit einer externen Strahlenquelle vor allem mit ultraharter Röntgenstrahlung (Wellenlänge $< 0,01 \text{ nm}$) oder mit Elektronen. Die therapeutisch angewendete Strahlung wird heute in der Regel über Elektronenlinearbeschleuniger erzeugt (Kap. 2.1.1). Diese haben gegenüber Therapiegeräten mit radioaktiven Strahlungsquellen, wie zum Beispiel dem synthetischen Kobalt-Radioisotop ^{60}Co , den Vorteil der höheren erreichbaren und variablen Energie. Weitere wichtige Vorteile sind ein steilerer Dosisabfall an den Randbereichen des Strahlenfeldes und eine auf die Therapiedauer beschränkte Strahlenfreisetzung.

Neben der Bestrahlung mit hochenergetischen Photonen und Elektronen wird in einigen Zentren auch ionisierende Strahlung mit einem hohen linearen Energietransfer (LET), wie zum Beispiel mit Neutronen oder schweren Ionen eingesetzt <Huber et al.>. Diese Strahlenarten weisen eine höhere biologische Wirksamkeit auf, jedoch ist ein hoher apparativer und finanzieller Aufwand bei ihrem Einsatz erforderlich <Engenhart et al.>.

Neben der konventionellen Strahlentherapie hat sich in jüngerer Zeit die stereotaktische Strahlentherapie etabliert. Hierbei können durch CT- und MRT-gestützte bildgebende Diagnostik und dreidimensionale computergestützte Bestrahlungsplanung mit hoher Präzision auch sehr kleine Bestrahlungsvolumina wie zum Beispiel intrakranielle Läsionen behandelt werden. Neben der fraktionierten Behandlung, bei der die Gesamtdosis auf mehrere Behandlungen verteilt wird, gibt es die Möglichkeit der stereotaktischen Einzeitbestrahlung. Sie ist gekennzeichnet durch die Applikation einer hohen Einzeldosis. Durch einen steilen Dosisgradienten außerhalb des Zielvolumens kann eine hohe

Dosis im Zielvolumen bei maximaler Schonung des umliegenden gesunden Gewebes erreicht werden <Engenhart et al.>. Im Zielvolumen kommt es dabei zur Strahlennekrose. Diese, auch Strahlenchirurgie genannte Behandlungsvariante, bietet sich zum Beispiel für benigne Läsionen wie arteriovenöse Malformationen und andere, weniger strahlensensible Raumforderungen an. Bei diesen Läsionen erzielt die fraktionierte Strahlentherapie, die auf der unterschiedlichen Strahlenempfindlichkeit von gesundem und tumorösen Gewebe basiert, keine ausreichende Wirkung <Podgorsak et al.; Hartmann et al.>. Jedoch hat sich auch die strahlenchirurgische Behandlung von malignen intrakraniellen Läsionen (zum Teil in Kombination mit einer Ganzschädelbestrahlung), die für die konventionelle Chirurgie nicht oder nur unzureichend zugänglich sind, mittlerweile etabliert <Pirzkall et al.; Urie et al.; Engenhart et al.>.

Das Prinzip der Radiochirurgie wurde erstmals 1951 von dem schwedischen Neurochirurgen Lars Leksell und dem schwedischen Physiker Börje Larsson am Cyclotron der Universität Uppsala mit Protonenstrahlung angewandt. 1968 wurde am Karolinska Institut in Stockholm das sogenannte Gamma Knife eingeführt, bei dem 201 sphärisch angeordnete Kobaltquellen auf ein Zielvolumen fokussiert sind <Leksell>. Eine neuere Methode der Radiochirurgie stellt die Strahlenapplikation in Form einer sogenannten Konvergenzbestrahlung dar, bei der sich der Kopf eines Linearbeschleunigers bogenförmig in einer oder in mehreren, nicht koplanaren Ebenen um das Bestrahlungsvolumen bewegt. Bei simultaner Bewegung des Patienten um das Isozentrum wird diese Technik auch dynamische Konvergenzbestrahlung genannt <Podgorsak et al.; Das et al.>.

Eine weitere Möglichkeit der präzisen Applikation hoher Dosen in ein Zielvolumen ist die intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT, intensity modulated radiotherapy). Die Definition des Bestrahlungsfeldes erfolgt hierbei durch einen sogenannten Mini- oder Micro-Multileaf-Kollimator (siehe Kap. 2.1.2, im weiteren Text werden dafür die Abkürzungen Mini-MLK und Micro-MLK verwandt). Die Intensität des Bestrahlungsfeldes wird hierbei entweder durch schnell aufeinanderfolgende Änderung der Leafstellung („step and shoot“ Methode) erreicht oder durch kontinuierliche Änderung der Leafs während des Strahlbetriebs („sliding method“) <Urie et al.>. Durch diese sehr genaue Anpassung der Dosisapplikation an das Zielvolumen kann das umliegende gesunde Gewebe weitestgehend geschont werden.

1.1 Strahlenphysikalische und strahlenbiologische Grundlagen

Die Wirkung ionisierender Strahlung auf Gewebe basiert auf einer Kette von physikalischen, chemischen und biochemischen Reaktionen, die in unterschiedlichen Zeitintervallen erfolgen und im Maximalfalle den Zelltod herbeiführen. Diese Wirkung gezielt auf bestimmte Zellpopulationen auszuüben ist das wichtigste Ziel der Strahlentherapie.

In der klinischen Routine kommen Photonen- und Teilchenstrahlung zum Einsatz. Die Photonenstrahlung zählt zur indirekt ionisierenden Strahlung, weil der Energieübertrag auf die Materie und damit die Strahlenwirkung vor allem durch die beim Ionisationsvorgang entstandenen Sekundärelektronen hervorgerufen wird. Diese Sekundärteilchen werden durch verschiedene Arten der Wechselwirkung mit dem Atom erzeugt.

Beim **Photoeffekt** entsteht ein freies Elektron sowie charakteristische Röntgenstrahlung, wenn das freie Elektron aus einer der inneren Elektronenhüllen stammt.

Beim **Comptoneffekt** gibt das Photon einen Teil seiner Energie an ein äußeres, schwach gebundenes Hüllenelektron ab welches aus dem Atomverband herausgeschlagen wird.

Bei der **Paarbildung** tritt das Photon in Wechselwirkung mit dem elektrischen Feld des Atomkerns und es bildet sich ein Elektron-Positron-Paar. Da mehr als 1,022 MeV zur Verfügung stehen müssen, findet Paarbildung erst bei Photonenstrahlung oberhalb dieser Energie statt.

Die Paarbildung ist bei hohen Energien (ab ca. 20 MeV) der wichtigste Wechselwirkungsprozess zwischen Photonenstrahlung und Gewebe <Lindner, Kneschaurek>. Im Hochvoltbereich (100 keV – 20 MeV) ist der Comptoneffekt dominierend. Dieser Energiebereich wird in der Strahlentherapie eingesetzt. Der Photoeffekt (bis 100 keV) ist vor allem im niedrigen Energiebereich der Röntgendiagnostik von Bedeutung <Lindner, Kneschaurek> (siehe Abbildung 1.2).

Die letztendlich resultierenden biologischen Effekte durch ionisierende Strahlung sind die Folge von Schäden an der DNA. Wird die Strahlungsenergie direkt in der DNA absorbiert, so spricht man von einer direkten Strahlenwirkung. Dieser Effekt dominiert bei Strahlung mit einem hohen linearen Energietransfer. Häufiger ist jedoch die Wechselwirkung mit Atomen und Molekülen in der unmittelbaren Umgebung der DNA. Es ent-

stehen angeregte Moleküle, Ionen und Elektronen, die aufgrund ihrer Instabilität sofort weiterreagieren (physiko-chemische Phase) und zu Sekundärprozessen wie Dissoziation und Radikalbildung führen können. Die freien Radikale diffundieren in der Zelle und führen zu Schäden an der DNA. Es handelt sich dabei hauptsächlich um Fragmente des Wassers wie OH^- , H^+ , atomarer Wasserstoff usw. Etwa $2/3$ des Strahlenschadens bei Röntgen- und Gammastrahlen werden durch die sehr aktiven Radikale verursacht. Die durch ionisierende Strahlung an der DNA verursachten Schäden äußern sich vor allem in Strangbrüchen der Nukleotidketten, Vernetzung von Ketten, Spaltung von Zucker-Basen-Bindungen und strahlenchemische Basenveränderungen wie Desaminierung, Oxidierung und Spaltung der Ringstrukturen. Während Einzelstrangbrüche an der DNA leicht durch bestimmte Reparaturenzyme wiederhergestellt werden können, sind Doppelstrangbrüche in der Regel schwerer zu reparieren und können zur kompletten Trennung des DNS-Stranges führen <Fritz-Niggli> Es wird angenommen, dass durch Doppelstrangbrüche entstandene Schäden die Hauptursache für Strahlenschäden und Zelltod darstellen.

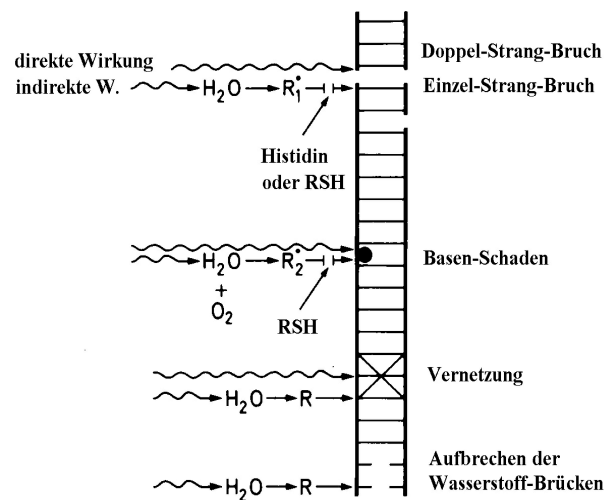


Abb.1.3: Mögliche Strahlenschäden an den DNS-Ketten. R, R_1 , R_2 = Radikale (aus Fritz-Niggli, Hedi: Strahlengefährdung / Strahlenschutz).

Das Ziel einer jeden kurativen Strahlentherapie ist die komplikationsfreie Tumorkontrolle. Darunter wird die Vernichtung des Tumors oder eine Verhinderung eines weiteren Tumorwachstums bei bestmöglicher Schonung des umliegenden Normalgewebes verstanden. Im Fall von sehr strahlensensiblen Tumoren kann dieses Ziel schon mit

niedrigen Bestrahlungsdosen erreicht werden, ohne das umliegende Normalgewebe zu beeinträchtigen. In der Regel ist die Problemstellung in der Strahlentherapie allerdings komplizierter. Zum einen können maligne Tumore strahlenresistent sein, zum anderen befinden sich oft strahlensensible Risikoorgane in unmittelbarer Nachbarschaft zum Zielvolumen. Deshalb ist eine präzise Einblendung des Nutzstrahlenbündels bei vielen Tumorzuständen von herausragender Bedeutung. So muss dem Gesamttumorzustand eine Minstdosis verabreicht werden, bei gleichzeitig niedrig möglicher Bestrahlung des umliegenden gesunden Gewebes. In der Regel soll bei der Radiochirurgie der Tumor innerhalb der 80%-Isodose (Bereich mit mindestens 80 % der Maximaldosis) liegen. Bei konventionell fraktionierter Therapie gilt die Richtlinie der ICRU 50 (International Commission of Radiation Units and Measurements, Report 50), die vorgibt, dass die minimale Dosis im Planzielvolumen (PTV, Planning Target Volume) nicht unter 95 % und nicht über 105 % liegen sollte.

Es bestehen verschiedene Möglichkeiten zur Formung des Strahlenbündels. So kommen Cerrobend-Blöcke (auch Lipowitz Metall), die individuell an das PTV angepasst werden sowie Multileaf-Kollimatoren (MLK), die mit verschiebbaren Lamellen ausgerüstet sind zum Einsatz (siehe Abb. 1.4 und Kap. 2.1.2). Vor allem im Bereich der stereotaktischen Radiotherapie/-chirurgie kommen außerdem Wolfram-Lochblenden mit Bohrungen verschiedener Durchmesser sowie Micro-Multileaf-Kollimatoren mit sehr kleinen Lamellenbreiten zum Einsatz. Speziell in der stereotaktischen Radiotherapie intrakranieller Tumoren werden hohe Anforderungen an die Präzision solcher Blenden gestellt, da neben der Behandlung eines zum Teil sehr kleinen Tumorzustands das umliegende Gewebe maximal geschont werden muss. Die Breite der Leafs eines MLK spielt dabei eine wichtige Rolle <Wang et al.>.

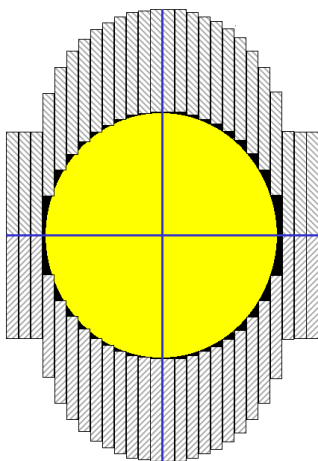


Abbildung 1.4: Feldeinblendung durch einen Multileaf-Kollimator. Rechts und links des Rundfeldes sind die verschiebbaren Lamellen zu sehen.

1.2 Dosimetrische Grundbegriffe

Das **Dosisquerprofil** (Querprofil) beschreibt die Dosisverteilung entlang einer Geraden senkrecht zur Strahlenfeldachse. Das Querprofil zeigt für Strahlenfelder unterschiedlicher Strahlenart, Energie und Feldgröße prinzipiell ein gleiches Verhalten mit weitgehend konstanter Dosis innerhalb des Feldes und sehr steiler Abnahme im Bereich des Feldrandes. Außerhalb des Feldes zeigt sich ein flacher Ausläufer. Meist bezieht man sich auf eine relative Dosis, wobei der Dosiswert auf der Strahlenfeldachse auf 100 % normiert wird. Die Breite des Randverlaufs zwischen zwei bestimmten Dosiswerten wird als **Halbschatten** oder **Penumbra** bezeichnet. Der Halbschatten wird meist durch den Abstand zwischen der 80%-Isodose und der 20%-Isodose definiert (Isodosen werden durch die Kurve beschrieben, die innerhalb einer Ebene die Punkte gleicher Dosis verbindet). Beeinflussende Faktoren der Halbschattenbreite sind die Abmessung der Strahlenquelle bzw. des Fokus sowie die Konstruktion des Blendensystems. Bei Beschleunigern hat der Fokus einen Durchmesser von wenigen Millimetern. Die Breite des Halbschattens hat in der Strahlentherapie bei der Behandlung von Tumoren eine entscheidende Bedeutung. Ein schmaler Halbschatten ermöglicht eine scharfe Eingrenzung des Bestrahlungsvolumens und damit eine weitgehende Schonung von umliegendem gesunden Gewebe.

TPR-Kurven (Tissue Phantom Ratio) beschreiben die Beziehung zwischen Schichtdicke und Dosis im Isozentrum. Der Detektor befindet sich hierbei immer im Isozentrum. Bei gleichbleibendem Unterbau wird sukzessive die Materialdicke erhöht und nach jedem Schritt die Dosis im Isozentrum ermittelt. Hierdurch wird eine Dosisverteilung in Analogie zur Tiefendosisverteilung ermittelt. Die Tiefendosisverteilung ist die grafische Darstellung der Tiefendosisverteilung, welche die Dosisverteilung auf der Strahlenfeldachse, bzw. auf einer Hilfsgeraden, innerhalb des bestrahlten Körpers wiedergibt <Richter, Flentje> (Abb. 1.5).

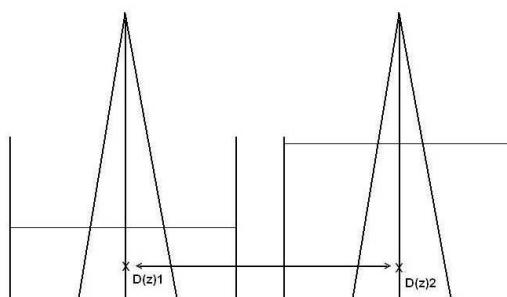


Abbildung 1.5: Skizze zum Prinzip der TPR-Messung. Beide Messungen erfolgen im gleichen Abstand von der Strahlenquelle und bei gleicher Feldgröße am Messort, nur die Schichtdicke ändert sich ($D(z)x$ = gemessene Dosis im Isozentrum).

1.3 Zielsetzung der Arbeit

In den meisten strahlentherapeutischen Zentren, in denen Radiochirurgie betrieben wird, kommen zur Bestrahlungsfelddefinition konische oder zylinderförmige Wolfram-Bohrlochblenden zum Einsatz. Bei diesen Lochblenden sind für jeden Felddurchmesser eigene Blendeneinsätze notwendig, was mit einem größeren apparativen und kostenmäßigen Aufwand verbunden ist. An vielen Zentren stehen jedoch mittlerweile Micro-Multileaf-Kollimatoren zur Verfügung, die aufgrund ihrer sehr geringen Leafbreite für die Definition auch sehr kleiner Bestrahlungsfelder geeignet sind. Hierbei stellt sich die Frage, inwieweit es möglich ist, strahlenchirurgische Rundfelder mit einem Micro-MLK anstelle einer herkömmlichen Lochblende zu definieren, um so möglicherweise diese ersetzen zu können. Die in der Literatur beschriebenen Untersuchungen von Multileaf-Kollimatoren mit sehr kleinen Leafbreiten zielen hauptsächlich auf zwei Aspekte ab. Zum einen, in wieweit man andere Kollimatorsysteme zur individuellen Feldanpassung, wie zum Beispiel Cerrobend-Blöcke, durch Multileaf-Kollimator-Systeme ersetzen kann und zum anderen ob Konformationsstrahlentherapie mittels Multileaf-Kollimator mit stereotaktischer Bogenbestrahlung und Rundlochblende vergleichbar sind <Shiu et al.; Kubo et al.; Kulik et al.>. Untersuchungen in Bezug auf das Erzeugen radiochirurgischer Rundfelder mittels Multileaf-Kollimator anstelle von Lochblenden finden sich dagegen seltener <Urie et al.>.

Die vorliegende Arbeit beinhaltet den Vergleich von Kollimatorsystemen, wie sie in der stereotaktischen Strahlentherapie zur Anwendung kommen. Es wird untersucht, ob speziell für die Bestrahlung kleiner intracerebraler Tumore entwickelte Wolfram-Rundlochkollimatoren durch entsprechend geformte Micro-MLK Felder ersetzt werden können. Außerdem wird ein Mini-MLK mit größerer Leafbreite mit dem Micro-MLK verglichen. Es soll geprüft werden, ob im unteren Feldgrößenbereich des Mini-MLK der Ersatz durch ein Micro-MLK-Feld eine genauere Strahlenapplikation im Zielvolumen bieten kann.

Vor dem Kollimatorvergleich sollen Fragestellungen zur Methodik der Vergleichsmessungen beantwortet werden. In diesem dosimetrischen Teil der Arbeit wird untersucht, welche Art von Dosimeter für die jeweilige Messung geeignet ist. Ionisationskammern mit verschiedenen Volumina und Filmdosimeter kommen dabei zum Einsatz. Außerdem soll nachgewiesen werden, dass die erforderlichen Messungen im Wasserphantom zur Vereinfachung durch entsprechende Messungen im Plattenphantom ersetzt werden können.

2. Material und Methoden

2.1 Messgeräte/Hilfsmittel

2.1.1 Linearbeschleuniger

Die Messungen erfolgten an einem Elektronenlinearbeschleuniger vom Typ Mevatron KD2 der Firma Siemens. Mit diesem Gerät können Photonen der Energie 6 MV und 18 MV sowie Elektronen unterschiedlicher Energien im Bereich zwischen 6 MeV und 21 MeV erzeugt werden.

Die Beschleunigung der Elektronen erfolgt mithilfe elektromagnetischer Felder in der sogenannten Beschleunigungssektion. Der Bauart nach unterscheidet man zwischen Wanderwellen und Stehwellenbeschleunigern.

Bei dem Wanderwellenbeschleuniger erfolgt die Beschleunigung durch ein mit den Elektronen mitlaufendes hochfrequentes elektromagnetisches Feld. Bei dem Stehwellenbeschleuniger wird die elektromagnetische Welle am Ende der Beschleunigungssektion reflektiert, sodass eine stehende Welle ausgebildet wird. Dies führt zu einer periodischen Beschleunigung der Elektronen. Bei dem verwendeten Mevatron KD 2 handelte es sich um einen Stehwellenbeschleuniger.



Abbildung 2.1: Siemens Mevatron KD2 Linearbeschleuniger am Uniklinikum Marburg

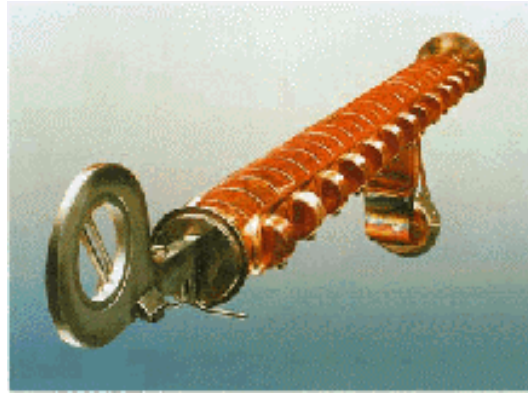


Abbildung 2.2: Fotografische Abbildung eines Beschleunigungsrohrs des Toshiba Mevatron KD2 Linearbeschleunigers <Toshiba Homepage>.

Allen Beschleunigertypen ist gemeinsam, dass die Elektronen am Ende der Sektion durch einen Umlenkmagneten in Richtung des Patienten abgelenkt werden. Gleichzeitig dient der Umlenkmagnet zur Selektion der Elektronenenergie. Zur Erzeugung von Photonenstrahlung treffen die Elektronen auf ein wassergekühltes Metall, das sogenannte Bremsstrahlungstarget. Durch den Aufprall der beschleunigten Elektronen auf das Bremsstrahlungstarget entstehen durch Energieumwandlung Bremsstrahlungsphotonen (ultraharte Röntgenstrahlung). Hinter dem Target befindet sich ein Ausgleichsfilter, um eine homogene Dosisverteilung über das gesamte Bestrahlungsfeld zu erreichen. Der folgende Primärkollimator begrenzt das Strahlenfeld auf die maximale Feldgröße. Hinter dem Primärkollimator befindet sich der Sekundärkollimator, der zur Einstellung der individuellen Feldgröße und -form dient. Dies wird in der Regel durch Blockblenden in einer Richtung sowie einem hierzu orthogonalen Viel-Lamellen-Kollimator (Multileaf-Kollimator, siehe Seite 14) bewerkstelligt. Die Leafbreite dieses Kollimators beträgt bei dem Mevatron KD2 1 cm im Isozentrum. Der Dosismonitor, der die vom Elektronenlinearbeschleuniger abgegebene Dosis misst, befindet sich bei Photonen- und Elektronenbetrieb zwischen Primär- und Sekundärkollimator. Den Abschluss dieses sogenannten Strahlerkopfes bildet ein Einschubsystem, das die Anbringung von Zubehörteilen (Keile, Satellitenblenden, Micro-Multileaf-Kollimator (siehe Seite 13), Tuben bei Elektronenstrahlung, etc.) zur Modellierung des Strahlenfeldes gestattet. Bei Elektronenbetrieb wird das Bremsstrahlungstarget durch eine Streufolie ersetzt, welche der Aufstreuung des Elektronenstrahls dient. Mithilfe des Sekundärkollimators wird das Strahlenfeld

an die verwendeten Zubehörteile oder Tertiärkollimatoren angepasst. Diese sind für die exakte Felddefinition am Patienten verantwortlich.

Die Vorteile des Linearbeschleunigers gegenüber den früher gebräuchlichen Telekobalthanlagen liegen unter anderem in einer besseren Dosishomogenität (gleichmäßige Verteilung der Strahlendosis im Strahlenfeld), einem schärferen Dosisabfall am Feldrand durch kleineren Fokus, einer höheren Dosisleistung sowie der Möglichkeit der Verwendung von Elektronen <Lindner, Kneschaurek>.

Der Elektronenlinearbeschleuniger vom Typ Mevatron KD2 bietet bei Photonenbetrieb die Möglichkeit der Stehfeldbestrahlung und der isozentrischen Rotations- oder Konvergenzbestrahlung (siehe Kap. 1, Einleitung). Bei Elektronenbetrieb sind nur Stehfeldbestrahlungen möglich.

2.1.2 Kollimatoren

Die Anpassung der Feldform an kleine, stark strukturierte Tumorformen ist durch das im Beschleunigerkopf integrierte Kollimatorsystem nur bedingt möglich, da bei einer Leafbreite des konventionellen Multileaf-Kollimators (MLK) von 1 cm die notwendige Auflösung nicht mehr gegeben ist. Deshalb sind feinere, tertiäre Kollimatorsysteme notwendig, die in die am Beschleunigerkopf befindlichen Haltesysteme eingebracht werden. Drei verschiedene Kollimatorsysteme wurden im Zusammenhang mit dieser Arbeit auf ihre Eignung zur Erzeugung von Rundfeldern bis in den Größenbereich von Millimetern untersucht.

Es wurden zum einen Wolfram-Rundlochkollimatoren der Firma Leibinger, Freiburg eingesetzt (auch Wolframkollimatoren oder Rundlochkollimatoren genannt, s. Abb. 2.3). Ein Rundlochkollimator besteht aus einem zylindrischen Wolframkörper, der entlang der Zylinderachse durchbohrt ist. Der Durchmesser der Bohrung bestimmt die Feldgröße. Die Kollimatoren werden stehend auf einer Halteplatte montiert, die in die Zubehörhalterung des Beschleunigers einsetzt und mit zwei Schrauben fixiert wird. Der Abstand zwischen Strahlenquelle und Kollimator-Austrittsöffnung beträgt 56 cm, entsprechend beträgt der Abstand von Austrittsöffnung bis zum Isozentrum 44 cm. Bei einer Feldgröße des sekundären Kollimators von $90 \times 90 \text{ mm}^2$ wird erreicht, dass keine Strahlung am Außenrand des Wolframkollimators vorbeigeht.

Neben den Wolfram-Rundlochkollimatoren wurden zwei Multileaf-Kollimatoren der Firma Leibinger, Freiburg verwendet. Der Micro-Multileaf-Kollimator (Micro-MLK) besteht aus jeweils 40 sich gegenüberliegenden und parallel angeordneten Lamellen (Leafs), die aus 80 mm hohen und 1 mm breiten Wolframplatten hergestellt wurden. Die Leafbreite im Isozentrum beträgt 2 mm. Jedes Leaf wird durch einen Federmechanismus zur gegenüberliegenden Seite gedrückt. Dadurch treffen sich die jeweils gegenüberliegenden Lammellen in der Mitte des Kollimators (s. Abb. 2.3). Der Micro-MLK wird ebenfalls in die Zubehörhalterung des Beschleunigers eingesetzt und mit zwei Schrauben fixiert. Der Abstand zwischen Austrittsöffnung und Isozentrum beträgt 36 cm (Abstand zwischen Strahlenquelle und Kollimator-Austrittsöffnung: 64 cm). Zur Formung des Strahlenfeldes kommen Plexiglaseinsätze (Templates) zur Anwendung, die auf der Basis der vom Bestrahlungsplanungssystem erstellten Daten individuell gefräst werden. Die Templates verbleiben während der Bestrahlung im Strahlengang. Die Fixierung der Einsätze geschieht bei geöffnetem Kollimator mithilfe einer speziellen Halterung. Anschließend wird der Kollimator geschlossen, wobei die Leafs durch einen Federmechanismus gegen die Templates gedrückt werden und dadurch das Bestrahlungsfeld abbilden. Es können auf diese Art und Weise irregulär geformte Felder bis zu einer Größe von $70 \times 70 \text{ mm}^2$ erzeugt werden. Für die durchzuführenden Untersuchungen standen Standardeinsätze für Rundfelder von 5 – 37 mm Durchmesser zur Verfügung.

Als weiterer Kollimator kam ein Mini-Multileaf-Kollimator (Mini-MLK) zum Einsatz. Dieser Kollimator ist dem Aufbau des Micro-MLK ähnlich (s. Abb. 2.3). Allerdings besteht er lediglich aus jeweils 27, sich gegenüberliegenden Lamellen, die eine Breite von 3 mm aufweisen. Im Isozentrum ergibt sich damit eine Leafbreite von 5 mm. Die größte einstellbare Feldgröße beträgt $140 \times 140 \text{ mm}^2$. Der Abstand zwischen Kollimatoröffnung und Isozentrum beträgt 45 cm (55 cm zwischen Strahlenquelle und Kollimatorausgang). Das Verschieben der Leafs erfolgt im Gegensatz zum Micro-MLK rein manuell. Zur Felddefinition werden ebenfalls die oben beschriebenen Plexiglaseinsätze verwendet. Sie werden jedoch nach Fixierung der Leafpositionen und vor der Bestrahlung aus dem Kollimator herausgenommen. Die Leafs werden in der definierten Form am Kollimator mittels einer Spannvorrichtung fixiert.

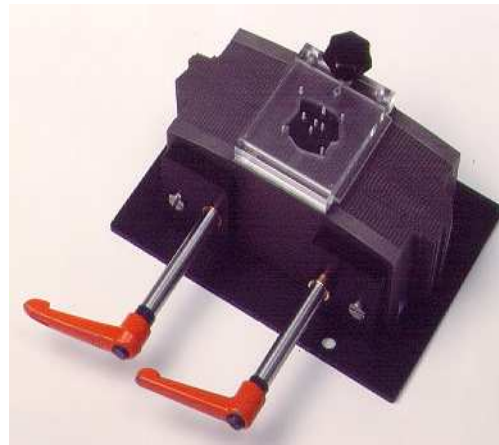
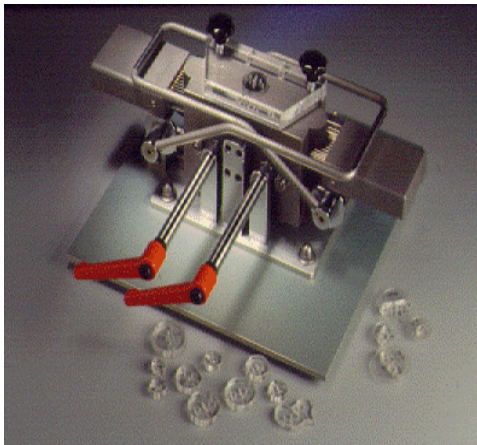


Abbildung 2.3: Abbildung oben links zeigt den Micro-MLK. Er besitzt 40 Leafs pro Seite, mit einer Leafbreite von 1 mm und einer Leafhöhe von 80 mm. Oben rechts: Abbildung des Mini-MLK mit 27 Leafs pro Seite, einer Leafbreite von 3 mm und einer Leafhöhe von 80 mm. Links eine 11 mm Blende des Wolframkollimators.
(Quelle MLK Abbildungen: Leibinger, Freiburg).

2.1.3 Ionisationskammern

Die Ionisationsdosimetrie ist die Standardmethode der dosimetrischen Verfahren <Richter, Flentje>. In Abbildung 2.4 ist der Aufbau eines Dosimeters mit einer Ionisationskammer schematisch dargestellt. Die Ionisationskammer K ist ein mit Luft gefülltes Gefäß, in dem sich zwei Elektroden befinden. Die Elektroden werden über einen Widerstand R mit einer Spannungsquelle verbunden. Dadurch entsteht zwischen den Elektroden ein elektrisches Feld. Durch die Wechselwirkung der Strahlung mit den Luftmolekülen werden Ionen und Elektronen erzeugt, die sich im elektrischen Feld zu der negativ bzw. positiv geladenen Elektrode hin bewegen. Als Folge fließt ein elektrischer Strom, der ein Maß für die einfallende Strahlungsintensität ist. Das am Widerstand gemessene Spannungssignal ist proportional der Ionendosisleistung. Wird das Spannungssignal über die Zeit integriert, so erhält man die Ionendosis.

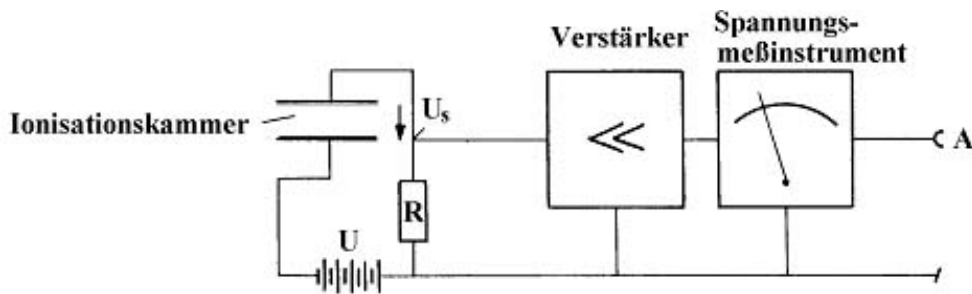


Abbildung 2.4: Schematischer Aufbau eines Dosimeters mit Ionisationskammer. Über Spannung U und Widerstand R wird die Ionisationskammer aufgeladen. Durch ionisierende Strahlung wird Ladung in der Kammer erzeugt. Die dadurch am Widerstand entstandene Spannung U_s wird über einen Verstärker auf dem Messinstrument angezeigt (nach: Schlungbaum „Medizinische Strahlenkunde“)

Um aus der gemessenen Ionendosis die Energiedosis für Photonenenergien oberhalb von 3 MeV zu bestimmen, bei der das Elektronengleichgewicht nicht mehr gegeben ist, müssen die Messungen unter Bragg-Gray-Bedingungen durchgeführt werden. Dabei wird gefordert, dass die Energiemenge, die durch Sekundärelektronen in das Messvolumen hinein getragen wird, der Energiemenge entspricht, die durch solche Elektronen wieder hinausgetragen wird (Sekundär-Elektronen-Gleichgewicht). Außerdem muss die Energie, die von den im Detektor durch Photonen ausgelösten Sekundärelektronen auf das Detektormaterial übertragen wird, im Verhältnis zu der insgesamt auf den Detektor übertragenen Energie klein und damit vernachlässigbar sein. Des Weiteren soll die Flussdichte der geladenen Teilchen aller Generationen innerhalb des Sondenmaterials ortsunabhängig sein. Durch das Einbringen einer Messsonde dürfen sich also die Zustände im Strahlungsfeld und die Vorgänge nicht merklich gegenüber den Verhältnissen ändern, wenn der Hohlraum für die Messsonde mit dem umgebenden Material gefüllt wäre <Jaeger, Hübner>. In der praktischen Dosimetrie sind die Bragg-Gray-Bedingungen meist nur näherungsweise zu erfüllen, weshalb in der Absolutdosimetrie Korrekturen angewendet werden müssen, die diesen Abweichungen Rechnung tragen <Krieger>.

Für diese Arbeit wurden drei Ionisationskammern der Firma PTW Freiburg mit den unterschiedlichen Messvolumina von 0,3 ccm, 0,125 ccm und 0,015 ccm in Verbindung mit einem Dosimeter vom Typ DL4/DI 4 der Firma PTW verwendet. Der äußere Aufbau und die Abmessungen einer Ionisationskammer sind exemplarisch an der PTW-PinPoint 0,015 ccm Kammer in Abbildung 2.5 aufgeführt.

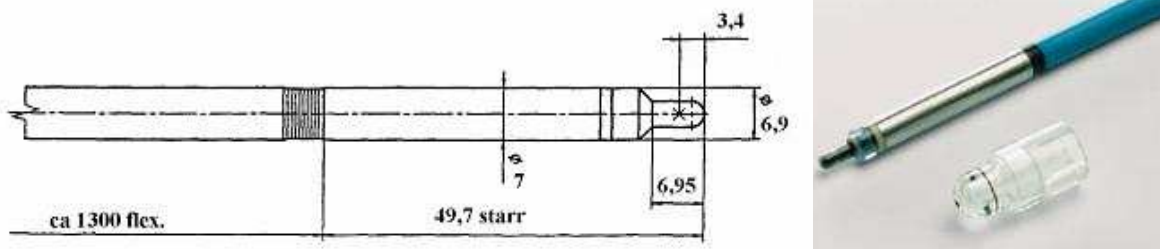


Abbildung 2.5: Abmessungen einer PTW-PinPoint 0,015 ccm Kammer samt fotografischer Abbildung. Alle Angaben in mm (aus PTW PinPoint Gebrauchsanweisung bzw. PTW Homepage).

2.1.4 Laserdensitometer

Die quantitative Beurteilung der Micro-Multileaf-Kollimator Felder sollte wegen der hohen örtlichen Auflösung der Dosisverteilung mittels der Filmdosimetrie erfolgen <Richter, Flentje>. Die Auswertung der Filme geschah mithilfe eines Laserdensitometers.

Ein Densitometer ist ein Messgerät zur Bestimmung der optischen Dichte eines Films. Die optische Dichte OD (hier Schwärzung) ist definiert als dekadischer Logarithmus des Verhältnisses der einstrahlenden Lichtstrahlenintensität I_0 zur vom Film durchgelassenen Intensität I_1 <Schlungbaum>.

$$D = \log \frac{I_0}{I_1}$$

Für die densitometrische Auswertung der bestrahlten Filme wurde ein Helium-Neon-Laserscanner (Lumisys LS 50, PTW, Freiburg) mit einem Messbereich von 0,03 OD bis 3,50 OD verwendet. Der Scanner ist selbstkalibrierend und gegen Umgebungslicht unempfindlich <Betriebsanweisung FIPS plus>. Die Scanrate beträgt 75 Zeilen pro Sekunde bei maximal 1024 Pixel pro Zeile und einer Auflösung von 12-Bit. Es können Filme mit einer Größe zwischen 12 cm x 17 cm und 35 cm x 43 cm ausgewertet werden. Die Filmbreite bestimmt die örtliche Auflösung. Sie betrug bei den in dieser Arbeit verwendeten Filmen 0,25 mm, bei einer Breite von 253 mm und einer maximalen Anzahl von 1024 Bildpunkten pro Zeile. Die Steuerung des Densitometers erfolgt durch die FIPS Plus Software (PTW, Freiburg). Die Bestimmung der Dosisverteilung geschieht mit der Auswertungssoftware MEPHYSTO (ebenfalls PTW, Freiburg).

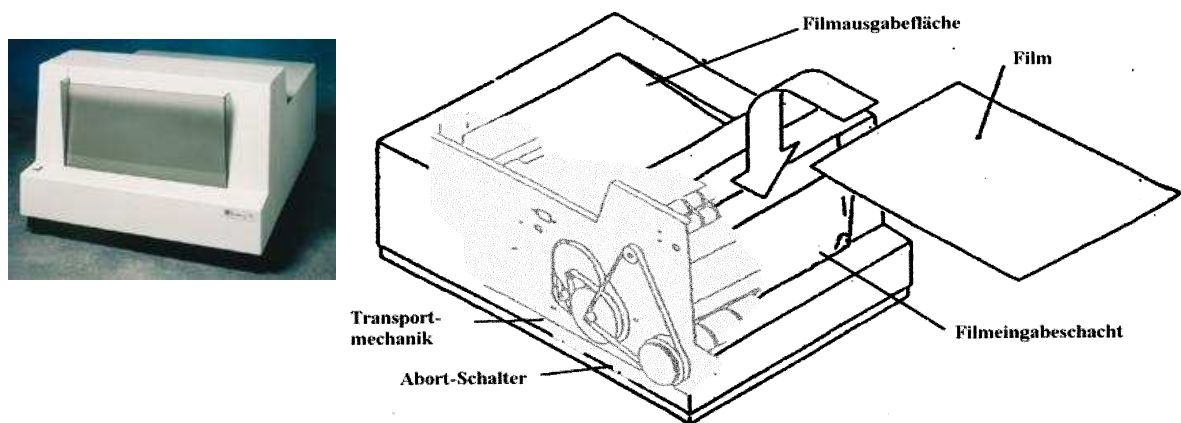


Abbildung 2.6: Foto: PTW Laserdensitometer (Frontansicht) und in schematische Darstellung (nach PTW FIPS-Plus Gebrauchsanweisung).

2.1.5 Radiografische Filme

Obwohl die Eigenschaft der Schwärzung von Fotoemulsionen durch ionisierende Strahlung schon seit Röntgen bekannt ist, wurde sie in der Strahlentherapie zur Dosimetrie von Bestrahlungsfeldern erst ab etwa den 60er Jahren angewandt und entwickelt <Rassow, Strüter>. Die eingesetzten Filme sind im Gegensatz zu diagnostischen Filmen relativ unempfindlich. Dies bietet die Möglichkeit eines großen Dosismessbereichs. Er ist nach unten durch den Nulleffekt begrenzt, ein Schwärzungswert, der auch bei entwickelten unbestrahlten Filmen zu finden ist. Er besteht aus dem Grundscheier, verursacht durch entwickelte Silberkörner und aus Schwärzung durch Reflexionen an den Trennschichten zwischen Luft und Trägermaterial sowie Streuungen und verbleibende Silberrückstände in der Gelatineschicht. Nach oben wird er durch die Solarisation begrenzt, bei der die Filmschwärzung wieder abnimmt. Dazwischen liegt ein linearer Bereich, der für die Filmdosimetrie angewandt wird <DIN 6400>. Dabei wird, wie in Abbildung 2.7 dargestellt, die gemessene Schwärzung als optische Dichte in Beziehung zur eingestrahlten Dosis gesetzt.

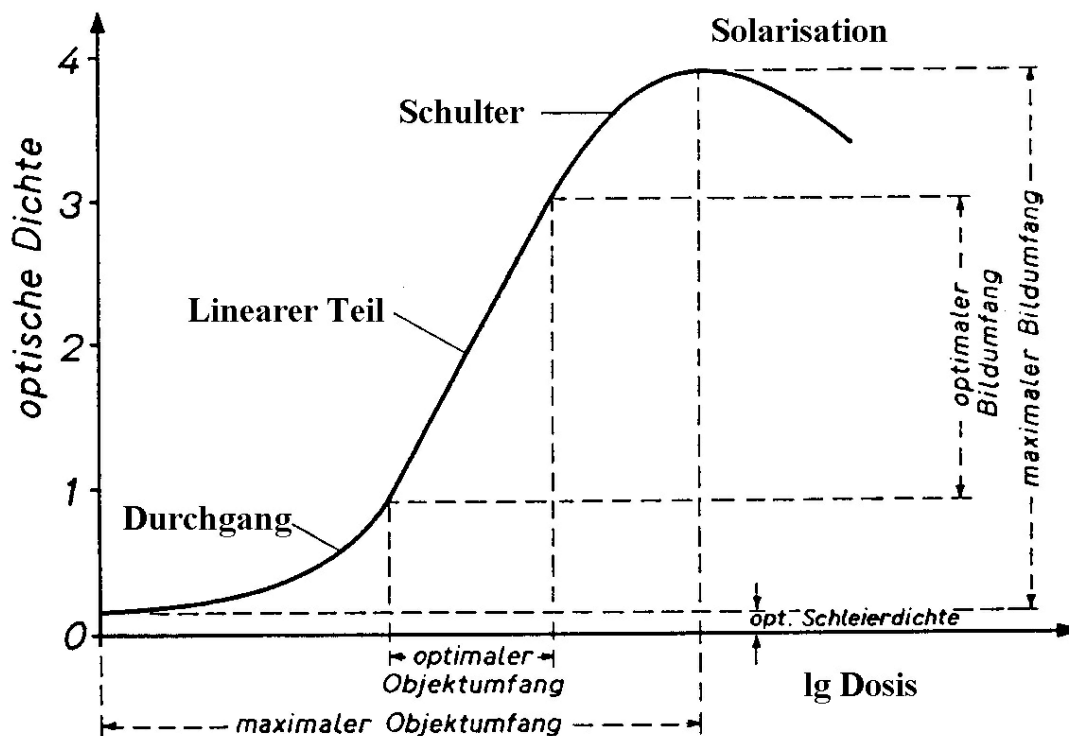


Abbildung 2.7: Schematische Dichtekurve einer fotografischen Schicht. Der Linearbereich wird als Messbereich genutzt (optimaler Objektfumfang), die Aufsättigung der Kristalle beginnt mit der Dichteschulter (Durchgang) und geht bei höheren Dosen in den Sättigungsbereich über. Bei weiterer Dosiserhöhung nimmt die optische Dichte wieder ab (Solarisationsbereich). Dosis in logarithmischer Darstellung (aus Krieger).

Das Prinzip der Filmschwärzung besteht in der chemischen Veränderung der meist aus Bromsilberkristallen (Durchmesser 0,2 μm bis 2 μm) bestehenden Fotoemulsion durch die ionisierende Strahlung. Silberionen werden dabei zu lichtundurchlässigen Silberkörnchen reduziert, indem der absorbierte Anteil der Strahlung zunächst die Bindung des Silbers an das Brom lockert. Der Entwicklungsvorgang vollendet dann die Abspaltung des Silbers proportional zum Ausmaß der Bestrahlung. Diese Silberkristalle können dann entwicklungstechnisch sichtbar gemacht werden <Schlungbaum; Krieger>. Die Empfindlichkeit und die Auflösung des Filmes sind dabei von der Kristallgröße abhängig. Da sich diese jedoch auf Molekülniveau bewegt ist die Auflösung generell sehr hoch und wird durch die Auflösung des verwendeten Densitometers limitiert (siehe 2.1.4.). Dies stellt einen klaren Vorteil der Filmdosimetrie gegenüber anderen Dosimetrieverfahren dar und ermöglicht eine hochauflösende Bestimmung von Dosisverteilungen über größere Flächen. Filme werden deshalb häufig zur Ermittlung von räumlichen Dosisverteilungen herangezogen. Weitere Vorteile der Filmdosimetrie bestehen in

der Möglichkeit einer Messung von Dosisverteilungen mit einem einzigen Messfilm. Die geringe Dicke der Messsonde führt zu keiner signifikanten Beeinflussung der Messergebnisse. Außerdem hat der Film das gleiche Absorptionsverhalten wie Wasser, was für Messungen im Wasser- und Plattenphantom von Bedeutung ist. Ein noch größerer Dosismessbereich kann durch Verwendung von Filmen verschiedener Empfindlichkeit erreicht werden. Des Weiteren sind Filme bei dosimetrischen Messungen im Plattenphantom, einfach in der Handhabung. <DIN 6400; Cadman; Somiglianum; Seralgo>.

Die Nachteile der Filmdosimetrie liegen in der Abhängigkeit der Ansprechrate (der Schwärzung) von der Strahlungsart, der Strahlenenergie in niederen Energiebereichen (bis ca. 500 keV) und dem, weiter oben in diesem Kapitel beschriebenen, nur teilweise linearen Verhältnis zwischen Strahlendosis und Filmschwärzung (siehe Abbildung 2.7). Außerdem besteht bei Messungen im Plattenphantom die Gefahr der Luftspaltbildung durch die Filmhülle <Cadman>. Zur absoluten Dosisermittlung ist die Filmdosimetrie nur bedingt geeignet, da für jede Messreihe neue Kalibrierungen erforderlich sind. Weitere Einflussfaktoren wie die Entwicklungsbedingungen spielen ebenfalls eine wichtige Rolle. Die Ergebnisse der Filmdosimetrie sind dabei von der Entwicklerkonzentration, Entwicklungsdauer und Entwicklungstemperatur abhängig <Richter, Flentje> (siehe Kap.: 3.2.3.2). Auch Einlese- und Auswertungsverfahren der Filme (siehe Kap. 2.1.4 und 3.2) sowie Filmtyp und Filmcharge können die Ergebnisse beeinflussen <DIN 6400>. Da jeder Filmtyp, sogar jede Filmcharge ein unterschiedliches Ansprechverhalten auf ionisierende Strahlung aufweist, muss vor der dosimetrischen Auswertung eine individuelle Gradationskurve erstellt werden. Die Filmschwärzung, gemessen in optischer Dichte, wird hierbei gegen die Strahlendosis in logarithmischer Darstellung abgetragen (s. Kap. 2.2.1 und 3.1.1). Es wurden Kodak X-Omat V Filme mit einem Messbereich zwischen 0,5 und 2,0 Gy verwendet.

2.1.6 Messphantome

Für die durchzuführenden Versuche wurde ein Festkörperphantom in Form eines Plattenphantoms der Firma PTW Freiburg und ein im Hause hergestelltes Wasserphantom verwendet. Das Plattenphantom besteht aus 1 mm bis 1 cm dicken wasseräquivalenten RW3 Platten, einem weißen Polystyrol mit einem Massenanteil von 2 % Titandioxid

(TiO₂). Durch dessen Beimengung wird das Material für die Dosimetrie optimiert. Mit dem Plattenphantom können Messungen des Gewebe-Luft-Verhältnisses anhand von TPR-Kurven (Tissue Phantom Ratio, siehe Kapitel 1.2) in 1 mm Schritten mit Ionisationskammer oder radiografischen Filmen durchgeführt werden. Mit Hilfe von Filmen können außerdem Dosisquerprofile gemessen werden. Für die verschiedenen Ionisationskammern stehen Platten mit entsprechenden Bohrungen zur Verfügung. Anhand der am Plattenrand angebrachten Markierungen wird über drei, im Bestrahlungsraum befindliche und sich im Isozentrum treffende Raumlasers das Kammervolumen in das Isozentrum gebracht. Danach können, durch schrittweises Aufbringen weiterer Platten und die Veränderung der Schichtdicke über der Kammer, TPR-Kurven ermittelt werden. Unterhalb der Messkammern befand sich stets eine 8,5 cm starke Schicht aus RW3 Platten. Ebenso wurde bei den Messungen mit radiografischen Filmen verfahren, wobei die Filme auf den 8,5 cm messenden Unterbau gelegt und schrittweise mit weiteren RW3 Platten vordefinierter Dicke bedeckt wurden. Dabei wurde pro Schichtdicke jeweils ein Film mit 80 Monitoreinheiten (ME) bestrahlt. Die Dosisquerprofile im Plattenphantom wurden in einer Messtiefe von 5 cm ermittelt.

Im Wasserphantom wurden Messungen in Wasser mit verschiedenen Ionisationskammern durchgeführt. Diese konnten entlang der 3 Raumachsen ferngesteuert bewegt werden, wobei gleichzeitig die Dosisleistung für die angefahrenen Positionen ermittelt wurde. Es wurden Messungen von Dosisquerprofilen und TPR-Kurven durchgeführt. Bei den TPR-Messungen wurde die Kammer über die Raumlasers im Isozentrum in einer Wassertiefe von 30 cm positioniert. Anschließend wurde der Wasserspiegel in 2 mm Schritten abgesenkt und die zugehörige Dosis gemessen. Bei der Ermittlung der Querprofile wurde die Kammer in 5 cm Wassertiefe auf einer Ebene senkrecht zum Zentralstrahl und durch das Isozentrum in x- bzw. y-Richtung bewegt (x-Richtung: in Horizontalebene, senkrecht zur Gantry-Drehachse; y-Richtung: in gleicher Ebene, parallel zur Drehachse).

2.2 Messungen/Vorgehen

Messungen mit Ionisationskammer im Wasserphantom werden an strahlentherapeutischen Zentren seit Langem als Standardmethode zur Dosimetrie verwendet. Daher wurden die Resultate der Messungen mit Kammer im Wasserphantom in dieser Arbeit als Referenz verwendet. Aus Gründen der einfacheren Handhabung sollten die eigentlichen Messreihen jedoch mit Filmmessungen im Plattenphantom erfolgen. Wie in den folgenden Kapiteln beschrieben, sollte zunächst gezeigt werden, dass Wasserphantom und Plattenphantom identische Messergebnisse liefern, um bei der späteren Bestrahlung radiographischer Filme das Plattenphantom benutzen zu können. Dazu wurden sowohl im Wasserphantom als auch im Plattenphantom mit Ionisationskammern TPR-Kurven gemessen und verglichen.

In einem weiteren Schritt sollte die Vergleichbarkeit der Kammermessungen mit den Filmmessungen anhand von TPR-Kurven und Querprofilen untersucht werden. Die Ermittlung von Tiefendosisverteilungen anhand von TPR-Kurven bietet sich an, da im Vergleich zu anderen Messmethoden, immer die gleiche Feldgröße am Messort vorliegt und sie unabhängig von der Maximumtiefe ist <Richter, Flentje>. Im Bereich des Dosisaufbaueffektes wurden hierbei besonders kleine Abstände zwischen den unterschiedlichen Schichtdicken gewählt, da in diesem Bereich der Dosisgradient am größten ist.

Bei der Messung der Dosis mit Ionisationskammern können jedoch unterschiedliche Meßvolumina bei einer Bestrahlung mit „kleinen Feldern“ (Felddimension in der Größe der Kammerabmessungen) zu unterschiedlichen Resultaten führen. Aus diesem Grunde wurden zuvor drei verschiedene Kammergrößen im Wasserphantom und Plattenphantom durch Messungen von TPR-Kurven und Querprofilen miteinander verglichen. Auf diese Weise sollte die optimale Kammergröße für den späteren Vergleich mit den Film dosimetern ermittelt werden. Vor diesem Vergleich wurde noch eine Evaluierung der Filmmessung sowie der zugehörigen Messvorrichtungen durchgeführt.

Eine weitere Untersuchung sollte bei den Querprofilmessungen eine mögliche Beeinflussung der Messergebnisse durch die Kammerausrichtung relativ zur Bewegungsrichtung aufzeigen.

Bezüglich des Dosimetervergleichs kann ein unterschiedlicher Ausfall der erhaltenen Feld- und Isodosendurchmesser zu einer falschen Einschätzung der tatsächlichen Felddimensionen führen. Gibt ein Dosimeter z. B. bei der Gewinnung von Felddaten für die

Bestrahlungsplanung einen größeren Felddurchmesser an als es in Wirklichkeit der Fall ist, könnte bei der nachfolgenden Bestrahlungsplanung fälschlicherweise ein kleineres Feld gewählt werden als es zur optimalen Tumorkontrolle eigentlich notwendig wäre. Teile des Tumors könnten damit mit einer zu niederen Dosis behandelt werden. Bei einer breiteren Ausgabe des Halbschattens als dies in Wirklichkeit der Fall ist, wird bei gleichem Felddurchmesser (entspricht 50%-Isodose) die 20%-Isodose größer und die 80%-Isodose kleiner. Bei der Bestrahlungsplanung könnte also ein zu großes Feld gewählt werden, um das Tumolvolumen innerhalb der notwendigen Strahlendosis zu platzieren.

Eine Angabe der Unterschiede bei den ermittelten Feldgrößen in Prozent würde die klinischen Konsequenzen nicht ausreichend widerspiegeln. Ein Unterschied der gemessenen Feldgröße von 1 mm im Isozentrum entspricht bei einem 10 mm Feld einer relativen Abweichung des Durchmessers von 10 %. Bei einem 40 mm Feld würde die Abweichung nur 2,5 % betragen. Dies gäbe den Anschein, dass die Auswirkungen bei größeren Feldern geringer sind. Das bestrahlte Volumen steigt jedoch mit größer werden dem Querprofildurchmesser überproportional an. Dies bedeutet, dass die Wahl eines 22 mm anstatt eines 20 mm Feldes bei der Bestrahlungsplanung, in einem um ein mehrfach größeren bestrahlten Volumen resultiert als bei der Wahl eines 11 mm anstelle eines 10 mm Feldes. In Abbildung 2.8 soll dieser Sachverhalt verdeutlicht werden. Der Unterschied bei kleinen Feldern ist also, entgegen der prozentualen Verhältnisse, in der praktischen Anwendung geringer. Deshalb wurden in dieser Arbeit nur absolute Abweichungen angegeben.

Unterschiede der ermittelten Halbschatten von unter 2 mm und der ermittelten Querprofile von bis zu 2 mm wurden generell als akzeptabel angesehen. Eine allgemeingültige Aussage für die klinische Anwendung ist jedoch nicht ohne Weiteres möglich. Die Beurteilung ob 2 mm noch akzeptabel sind, hängt stark von der Lokalisation des Tumors und der direkten Nachbarschaft kritischer Organe ab. Gleichzeitig ist es notwendig den Tumor mit den in Kapitel 1.1 beschriebenen Marginalen zu bestrahlen, um so effektiver einem möglichen Tumorrezidiv vorbeugen zu können. Eine genauere Betrachtung der Auswirkungen von Querprofil- und Halbschattenänderungen auf das bestrahlte Gewebe erfordert umfassende Untersuchungen und würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen. Beim Kollimatorvergleich sind die Feldgrößen bekannt. Unterschiedliche Halbschattenbreiten und Unterschiede der Feldcharakteristik an verschiedenen Randabschnitten der

Felder kann jedoch dazu führen, dass man bei der Bestrahlungsplanung gezwungen ist größere Felder zu wählen. Dies hat Auswirkungen auf die Menge des mitbestrahlten gesunden Gewebes. Da die erste Fragestellung darin bestand, inwieweit der Micro-MLK den Rundlochkollimatoren gleichwertige Felder erzeugen kann, wurden hier mögliche Abweichungen der Micro-MLK Felder von den Rundlochfeldern betrachtet. Im zweiten Teil wurde die mögliche Gleichwertigkeit des Micro-MLK mit einem Mini-MLK untersucht. Weitestgehende Gleichwertigkeit der dosimetrischen Eigenschaften war dabei gefordert. Wie im Verlauf dieser Arbeit jedoch gezeigt wird, sind Unterschiede von unter 1 mm schon aufgrund von technisch bedingten Messungenauigkeiten nicht mehr sicher nachweisbar. Deshalb wurden Unterschiede der Halbschatten von < 2 mm und Abweichungen der Durchmesser in verschiedenen Messrichtungen von bis zu 2 mm als akzeptabel angesehen. Doch auch hier gilt, dass die klinische Relevanz dieser Abweichungen stark von dem, den Tumor umgebenden Gewebe abhängig ist.

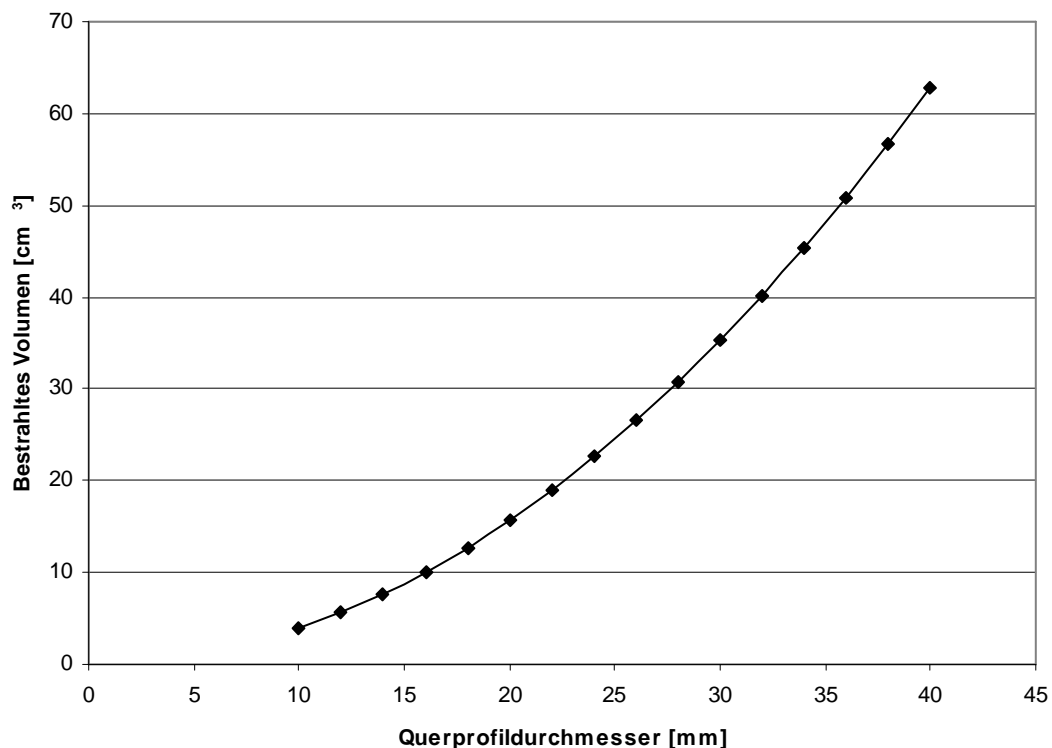


Abbildung 2.8: Zur Verdeutlichung der Abhängigkeit von bestrahltem Volumen und Durchmesser des Bestrahlungsfeldes im Isozentrum. Das Volumen steigt überverhältnismäßig an. Es wurde modellhaft von einem zylinderförmigen Bestrahlungsvolumen ausgegangen bei einer konstanten Bestrahlungstiefe von 5 cm.

2.2.1 Filmgradation und Filmevaluierung

Bei der Filmdosimetrie ist die Schwärzung des Films ein Maß für die Dosis. Zur Kalibrierung der Filme werden diese mit unterschiedlicher Dosis bestrahlt und die Schwärzung in Abhängigkeit von der Dosis ermittelt und in einer Gradationskurve aufgetragen. Damit kann aus den gemessenen optischen Dichten die zugehörige Energiedosis bestimmt werden. Als Messbereich wird der in Abb. 2.7 als „optimaler Objektumfang“ gekennzeichnete Dosisbereich verwendet. Innerhalb dieses Messbereichs ist der Zusammenhang zwischen Dosis und Schwärzung linear. Oberhalb des Linearbereichs wird die Zunahme der Schwärzung bei steigender Dosis geringer und damit die Messung ungenauer. Nach DIN 6800 Teil 4 über die Dosismessverfahren in der radiologischen Technik wird der Dosismessbereich wie folgt definiert: „Als untere Grenze des Dosismessbereichs wird die Dosis angenommen, für welche die Schwärzung (optische Dichte) um $\Delta S = 0,05$ über dem Nulleffekt liegt. Als obere Grenze des Dosismessbereichs wird die Dosis angenommen, für welche die Schwärzung um 20 % unter der Maximalschwärzung liegt“.

Die Erstellung der eigenen Gradationskurve erfolgte im Plattenphantom in einer Tiefe von 5 cm bei einer Feldgröße von $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Bei den Messungen befanden sich entweder Ionisationskammer (0,3 ccm) oder Film im Isozentrum. Die eingestrahlte Dosis wurde schrittweise erhöht und die zugehörige Schwärzung bestimmt. Die Ergebnisse dieser Messungen werden in Kapitel 3.1.1 aufgeführt. Die eingestrahlte Dosis lag zwischen 0,5 und 2,0 Gy.

Die bei dieser Arbeit benutzten Filme wurden mit einer automatischen Entwicklungsmaschine (Curix 242 S der Firma Agfa-Gevaert) sofort nach der Bestrahlung entwickelt. Die Entwicklertemperatur wurde konstant auf 34 °C gehalten. Der Einfluss der Entwicklertemperatur wurde in einer eigenen Messreihe untersucht (Kapitel 3.1.2). Um Einflüsse unterschiedlicher Filmqualitäten zu vermeiden, wurden für die Messungen nur Filme aus einer Charge verwendet.

2.2.2 Evaluierung Laserscanner

Da das Einlesen und Auswerten der Filme mithilfe des Laserscanners und der zugehörigen Software auf unterschiedliche Weise erfolgen kann, die möglicherweise zu abweichenden Messergebnissen führt, sollten systematisch alle notwendigen Handlungsabläufe untersucht werden. Dazu wurden folgende Messreihen durchgeführt:

- unterschiedliche Eingabe des Films in den Einlageschacht des Laserscanners
Um festzustellen, in wieweit eine Beeinflussung der Messergebnisse bei unterschiedlicher Einlage des Films vorliegt, wurden je drei Messdurchgänge bei Filmeingabe mittig, linksbündig und rechtsbündig, bei im übrigen gleich bleibenden vordefinierten Messbedingungen durchgeführt.
- Veränderung des Vergrößerungsfaktors für das Bestrahlungsfeld durch unterschiedliche Kantenlänge des Auswahlfensters („Region of Interest“) bei Bearbeitung durch die Auswertungssoftware FIPS Plus.

Da die Felddimensionen im Bereich von Millimetern liegen, ist es zur Auswertung der Filme notwendig, auf digitalem Wege Ausschnittsvergrößerungen durchzuführen. Dies wird dadurch bewerkstelligt, dass man um den zu untersuchenden Bereich nach dem Einlesen des Films eine so genannte „Region of Interest“ definiert und diese nachfolgend vergrößert. Dabei ist die Kantenlänge des Auswahlfensters bestimmend für den Vergrößerungsfaktor (Kantenlänge klein = starke Vergrößerung). In einer Messreihe wurde untersucht, ob sich Isodosen (20%- und 50%-Isodose) bei gleichen Filmen, aber unterschiedlichem Vergrößerungsfaktor verändern.

- unterschiedliche Platzierung des Auswahlfensters
Der Einfluss der Lage des Bestrahlungsfeldes innerhalb des Auswahlfensters wurde untersucht. Dazu wurde das Bestrahlungsfeld mittig lokalisiert oder in x- bzw. y-Richtung verschoben. Es sollen damit mögliche Auswirkungen einer unterschiedlichen Lokalisation des eingelesenen Bestrahlungsfeldes, innerhalb des Auswahlfensters, auf die 20%- und 50%-Isodose aufgezeigt werden.

Außerdem sollte die Präzision der Messanordnung (Laserscanner und Auswertungssoftware) untersucht werden. Dazu wurde derselbe Film wiederholt unter den oben genannten Standardbedingungen eingelesen und ausgewertet. Die gewonnenen Ergebnisse wurden miteinander verglichen und die Schwankungsbreite der Ergebnisse ermittelt (s. Kap. 3.2)

2.2.3 Kammerausrichtung und Kammervergleich

In diesem Abschnitt werden die Messungen beschrieben, mit denen die Einflüsse des Kammervolumens und der Raumorientierung der Kammer auf die Ergebnisse untersucht wurden. In der vorliegenden Arbeit wurden drei verschiedene Kammervolumina eingesetzt, um diese auf bekannte Einflüsse des Kammervolumens bei Vermessung kleiner Bestrahlungsfelder zu prüfen. Dabei wurden Profile und TPR-Kurven mit den 3 unterschiedlichen Kammern gemessen und verglichen. Es wurden die in Kapitel 2.1.3 beschriebenen Kammern mit 0,015 ccm, 0,125 ccm und 0,3 ccm Messvolumen eingesetzt. Verschiedene Feldgrößen wurden untersucht und die Messergebnisse der Ionisationskammern einander gegenübergestellt (siehe Kapitel 3.3.1.2, 3.3.1.3). Es sollte damit die jeweils geeignete Messkammer für die verschiedenen Feldgrößen zum Vergleich mit der Filmdosimetrie gefunden werden (Kap. 3.3.4). Die einzelnen Messungen sind in Tabelle 2.1 zusammengefasst. Hier finden sich die genauen Feldgrößenangaben. Im Übrigen wurden in dieser Arbeit die Feldgrößen auf ganze Zahlen gerundet.

Kollimator	Feldgröße [mm]	Feldform	Messung	Kammer	Medium
Mini-MLK	16,4 (R9) 76,4 (R42) 136,4 (R75)	Rund	TPR-Kurve	0,3 ccm	RW3
Mini-MLK	16,4 (R9) 76,4 (R42) 136,4 (R75)	Rund	TPR-Kurve	0,125 ccm	RW3
Mini-MLK	16,4 (R9) 76,4 (R42) 136,4 (R75)	Rund	TPR-Kurve	0,015 ccm	RW3
Mini-MLK	16,4 (R9) 76,4 (R42) 136,4 (R75)	Rund	Querprofil	0,3 ccm	Wasser
Mini-MLK	16,4 (R9) 76,4 (R42) 136,4 (R75)	Rund	Querprofil	0,125 ccm	Wasser

Mini-MLK	16,4 (R9) 76,4 (R42) 136,4 (R75)	Rund	Querprofil	0,015 ccm	Wasser
Micro-MLK	7,8 (R5) 32,8 (R21) 57,8 (R37)	Rund	Querprofil	0,3 ccm	Wasser
Micro-MLK	7,8 (R5) 32,8 (R21) 57,8 (R37)	Rund	Querprofil	0,125 ccm	Wasser
Micro-MLK	7,8 (R5) 32,8 (R21) 57,8 (R37)	Rund	Querprofil	0,015 ccm	Wasser

Tabelle 2.1: Messungen zum Kammervergleich. Feldgrößenangabe in mm, in Klammern stehend die entsprechenden Größen der verwendeten Schablonen am Kollimator (ebenfalls in mm). R steht für Rundfeld.

Durch den Hersteller PTW wird für die PinPoint Kammer eine Orientierung der Kammerlängsachse senkrecht zum Zentralstrahl und parallel zur Bewegungsrichtung empfohlen <Gebrauchsanweisung PinPoint Kammer>. Von Mc Kerracher et al. wurden die Ionisationskammern (PTW 0,125 ccm und PinPoint 0,015 ccm Kammer) ebenfalls in dieser Ausrichtung eingesetzt. Auch in dieser Arbeit waren die Kammern senkrecht zum Zentralstrahl ausgerichtet. Bei der Ermittlung von Querprofilen variierte jedoch, aus messtechnischen Gründen, die Ausrichtung der Ionisationskammer zur Bewegungsrichtung. Bei Messung in y-Richtung wurde die Sonde, bei senkrechter Position zum Zentralstrahl, parallel zur Gantry-Drehachse bewegt, sodass die Kammer mit der Spitze zuerst das Bestrahlungsfeld erreichte. Bei Messung in x-Richtung wurde die Ausrichtung der Kammer beibehalten, sie wurde jedoch senkrecht zum vorhergehenden Verlauf bewegt, sodass das zylindrische Messvolumen das Bestrahlungsfeld seitlich erreichte (siehe Abbildung 2.9). Um einen möglichen Einfluss der unterschiedlichen Kammerausrichtung in Bezug zur Messrichtung zu untersuchen, wurden die in x- und y-Richtung gemessenen Querprofile eines runden Micro-MLK R5 Feldes mit 8 mm Felddurchmesser analysiert und mit den Daten der Filmdosimetrie verglichen. In Kapitel 3.2.1.1 werden die Ergebnisse der Vergleichsmessungen tabellarisch und grafisch dargestellt.

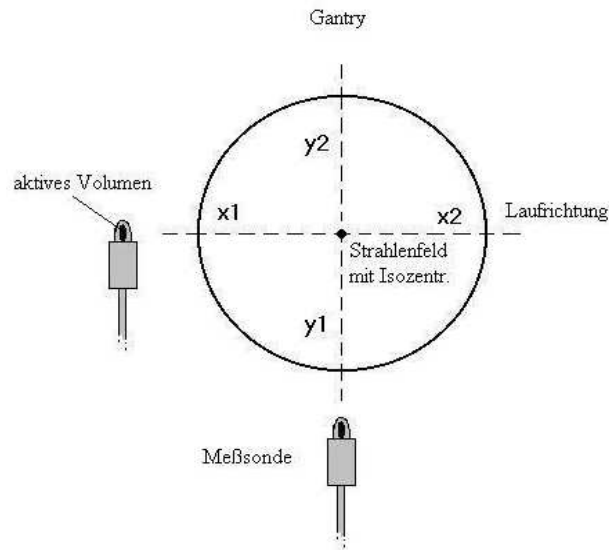


Abbildung 2.9: Anordnung der Ionisationskammer bei Untersuchung von Querprofilen. Blickrichtung von der Strahlenquelle (von oben) auf das Strahlenfeld. Bei Bewegung in x-Richtung wird die Kammer seitlich, in y-Richtung längs in das Strahlenfeld eingebracht.

2.2.4 Vergleich Wasserphantom/Plattenphantom

Die Dosimetrie der Bestrahlungsfelder sollte möglichst mit radiographischen Filmen im Plattenphantom erfolgen. Dies bietet den Vorteil einer besseren Ortsauflösung und einer einfacheren Handhabung vor allem bei der Analyse von Dosisquerverteilungen <Richter, Flentje>. Da in der Regel die Messung im Wasserphantom das Standardverfahren ist, wurde hier untersucht, ob die Messung in unterschiedlichen Medien zu unterschiedlichen Ergebnissen führt. Hierzu wurden TPR-Kurven gleicher Feldgrößen in den Medien Wasser und RW3 gemessen und miteinander verglichen (Kap.: 3.3.2). In Tabelle 2.2 sind die durchgeführten Messungen aufgelistet. Um die Unterschiede der ermittelten Dosen der beiden Phantome bei gleicher Schichtdicke grafisch hervorzuheben, trägt man einen Koeffizienten (Dosis im Wasserphantom zu Dosis im Plattenphantom) gegen die Schichtdicke ab (s. Abb. 3.22). Ist der Koeffizient 1, stimmen die Werte der beiden Phantome überein.

Kollimator	Feldgröße (Einsatz)	Feldform	Messung	Kammer	Medium
Mini-MLK	16,4 mm (R9) 76,4 mm (R42) 136,4 mm (R75)	rund	TPR- Kurve	0,125 ccm	Wasser
Mini-MLK	16,4 mm(R9) 76,4 mm (R42) 136,4 mm (R75)	rund	TPR- Kurve	0,125 ccm	RW3

Tabelle 2.2: Vergleich von Wasserphantom mit Plattenphantom (RW3). In Klammern stehen die Größen der entsprechenden Schablonen am Kollimator (ebenfalls in mm). R steht für Rundfeld.

2.2.5 Vergleich Ionisationskammer/ Filmdosimetrie

Es wurde untersucht, ob die Dosisermittlung mit Ionisationskammern und Filmdosimeter zu übereinstimmenden Ergebnissen führt, um die weiterführenden Messungen ausschließlich mittels Filmdosimetrie bewerkstelligen zu können.

TPR-Kurven wurden im Plattenphantom mit Mini-MLK und verschiedenen runden Einsätzen erstellt. Des Weiteren wurden Querprofile mittels Micro-MLK ebenfalls im Plattenphantom erstellt. Dabei kamen abwechselnd, bei gleichbleibendem Versuchsaufbau, entweder Ionisationskammern oder Filme für die Dosisermittlung zur Anwendung. In Tabelle 2.3 sind die durchgeführten Messungen aufgelistet.

Kollimator	Feldgröße (Einsatz)	Feldform	Messung	Dosimeter	Medium
Mini-MLK	16,4 mm (R9) 76,4 mm (R42) 136,4 mm (R75)	rund	TPR- Kurve	Ionis. Kammer 0,125 ccm	RW3
Mini-MLK	16,4 mm (R9) 76,4 mm (R42) 136,4 mm (R75)	rund	TPR- Kurve	Film- dosimeter	RW3
Micro-MLK	7,8 mm (R5) 32,8 mm (R21) 57,8 mm (R37)	rund	Quer- profil	Ionis.Kammer 0,125 ccm 0,015 ccm	RW3
Micro-MLK	7,8 mm (R5) 32,8 mm (R21) 57,8 mm (R37)	rund	Quer- profil	Filmdosimeter	RW3

Tabelle 2.3: Vergleich Ionisationskammer mit Filmdosimeter. Feldgrößen in mm. In Klammern stehen die Größen der entsprechenden Schablonen am Kollimator (ebenfalls in mm). R steht für Rundfeld.

2.2.6 Vergleich Querprofile verschiedener Kollimatortypen

Bei Erzeugung von Rundfeldern, wie sie zum Beispiel in der Konvergenzbogenbestrahlung zur Anwendung kommen, können verschiedene Methoden zur Feldbegrenzung verwendet werden. Dazu gehören der Einsatz von Wolfram-Rundlochkollimatoren sowie von Multileaf-Kollimatoren mit verschiedenen Leafbreiten. Mit diesen Messungen sollte untersucht werden, ob und bei welchen Feldgrößen ein Micro-MLK anstelle der Rundlochkollimatoren verwendet werden kann. Als Referenzgrößen standen Rundlochkollimatoren mit den Feldgrößen 9 mm und 20 mm (im Isozentrum) zur Verfügung. Hierbei handelte es sich um sehr kleine Felder, die hauptsächlich im Bereich der Radiochirurgie (siehe Kap.1.1) eingesetzt werden. Es wurden diese Feldgrößen für die Vergleiche gewählt, da der Micro-MLK speziell für die Erzeugung sehr kleiner Felder entwickelt wurde. Die Feldgrößen wurden durch die 50%-Isodose definiert und sollten bei den zu vergleichenden Feldern so weit wie möglich übereinstimmen.

Um gleichzeitig die Qualität der Micro-MLK Felder gegenüber den Mini-MLK Feldern und eventuelle Auswirkungen der unterschiedlichen Leafbreiten zu beurteilen, wurden auch diese beiden Kollimatorsysteme miteinander verglichen. Dabei sollte ebenfalls bei den zu vergleichenden Feldern, der Durchmesser der 50%-Isodosen für die beiden Kollimatoren möglichst gleich sein. Die Ergebnisse der beiden Untersuchungsreihen sind in Kapitel 3.4.2 und 3.4.3 aufgetragen.

Zum Vergleich der Felder wurden die nachfolgend beschriebenen Kriterien herangezogen:

- Allgemeine visuelle Beurteilung der Feldform auf den Messfilmen (Kreis- oder Ellipsenform)
- Beurteilung der Stufenbildung durch die Leafs der MLK an den Feldrändern
- Durchmesser der 20-%-, 50-%- und 80-%-Isodose in x- und y-Richtung
- Breite des Halbschattens
- Homogenität der Dosisverteilung durch Untersuchung der Feldsymmetrie entlang einer Achse (s. Anhang)

Als rund wurden Felder angesehen, die sowohl subjektiv rund waren als auch gleiche Isodosendurchmesser in x- und y-Richtung besaßen. Der Grad der Stufenbildung durch mehr oder weniger passgenaue Leafstellung wurde als Maß für die Befähigung der MLK herangezogen Rundfelder zu erzeugen. Außerdem wurden die Halbschatten untersucht, um die dosimetrischen Charakteristiken der unterschiedlichen Kollimatoren zu vergleichen. Ein kleinerer Halbschatten wurde dabei als vorteilhaft angesehen. Die Symmetrie der Felder wurde mittels Spiegelung der Querprofile am Zentralstrahl in x- und y-Richtung überprüft. So konnte gezeigt werden, ob die Dosisverteilung auf beiden Seiten des Strahlenfeldes gleich ist. Dabei wurde auch untersucht, ob eine unterschiedliche Stellung der beiden letzten, das Feld rechts und links begrenzenden Leafpaare (s. Abb. 3.36), zu unterschiedlichen Randverläufen des Querprofils führt. In diesem Fall läge eine Dosisverteilung vor, die nicht an allen Rändern des Kreisfeldes gleich ist.

3. Ergebnisse

3.1 Film-Evaluierung

3.1.1 Film-Gradationsmessung

Um dosimetrische Untersuchungen mit Filmen durchführen zu können, müssen zunächst Gradationskurven erstellt werden (siehe auch Kap. 2.2.1).

Die Filme werden im Isozentrum bei einer Messtiefe von 5 cm im Plattenphantom mit unterschiedlichen Dosen bestrahlt. Die Feldgröße beträgt immer $100 \times 100 \text{ mm}^2$. Anschließend wird die optische Dichte (OD) ermittelt. Unter dem Film befindet sich eine 8,5 cm dicke Schicht aus RW3 Phantommaterial. Die Absolutdosis Ermittlung wird mit der 0,3 ccm Ionisationskammer bei sonst gleichen Messbedingungen durchgeführt.

Die Messwerte für die eingestrahlte Dosis und die erhaltene optische Dichte sind in Tabelle 3.1 aufgelistet. In der Abbildung 3.1 ist die zugehörige Schwärzungskurve grafisch dargestellt. Mit Hilfe dieser Gradationskurve werden aus den gemessenen optischen Dichten die zugehörigen Dosiswerte bestimmt.

Monitor Einheiten	Dosis in Gray (gemessen mit Ionisationskammer)	Optische Dichte
0	0,000	0,19
5	0,050	0,38
10	0,097	0,53
15	0,145	0,70
20	0,193	0,85
30	0,288	1,14
40	0,383	1,41
50	0,478	1,62
75	0,715	2,11
100	0,954	2,54
125	1,192	2,86
150	1,430	3,16
175	1,667	3,40
200	1,905	3,58

Tabelle 3.1: Werte zur Gradationsmessung. Erste Spalte: am Linearbeschleuniger gewählte Dosisschritte in Monitor Einheiten (ME); mittlere Spalte: durch die 0,3 ccm Ionisationskammer ermittelte Dosiswerte; letzte Spalte: mittels Laserdensitometer gemessene Optische Dichte Werte (OD).

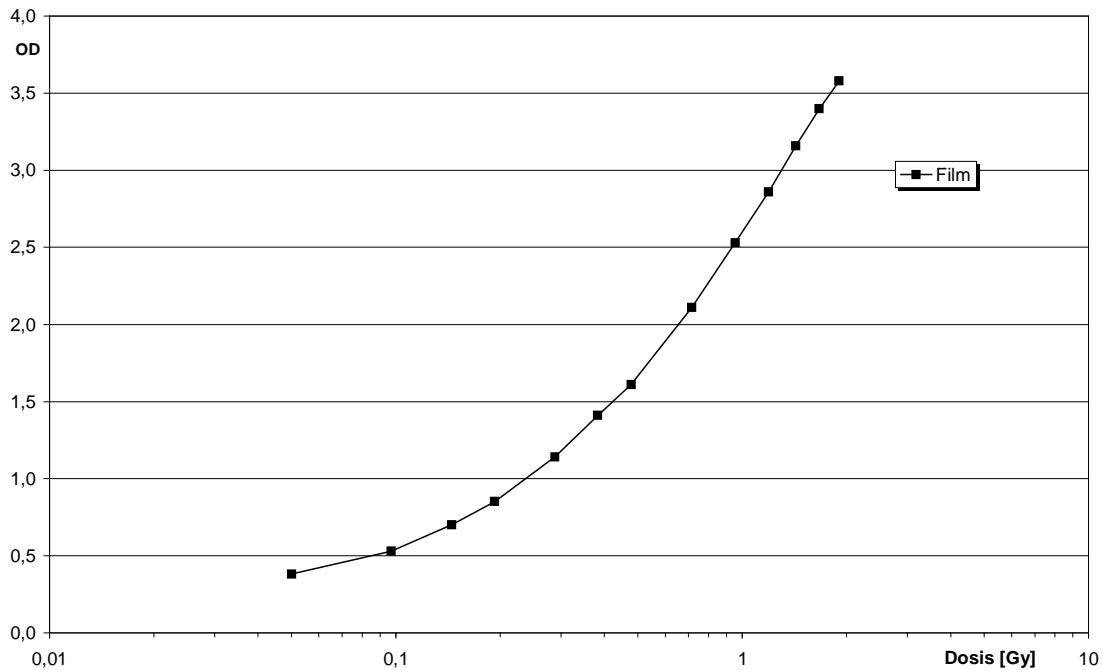


Abbildung 3.1: Gradationskurve des Kodak X-Omat V Films, bestrahlt mit 6 MV Photonenstrahlung unterschiedlicher Dosis im Plattenphantom (FOA: 95 cm, FFA: 100 cm 8,5 cm Unterbau). Die Filmschwärzung, gemessen in Optischer Dichte (OD), wird gegen die Strahlendosis in logarithmischer Darstellung abgetragen.

3.1.2 Abhängigkeit Filmschwärzung und Entwicklertemperatur

Die Filmentwicklung und damit auch die Filmschwärzung sind von der Temperatur der Filmentwicklerlösung abhängig. Daher ergibt sich ein Einfluss auf die Resultate der Dosismessung. Um den Einfluss der Temperatur der Filmentwickler zu untersuchen, werden verschiedene Filme, die unter identischen Bedingungen bestrahlt sind, an der automatischen Entwicklungsmaschine AGFA Curix 242 S bei unterschiedlichen Temperaturen entwickelt. Dabei wird die Temperatur zwischen 33 °C und 39 °C in Schritten von 1 °C gesteigert. Die Resultate werden in Abbildung 3.2 dargestellt.

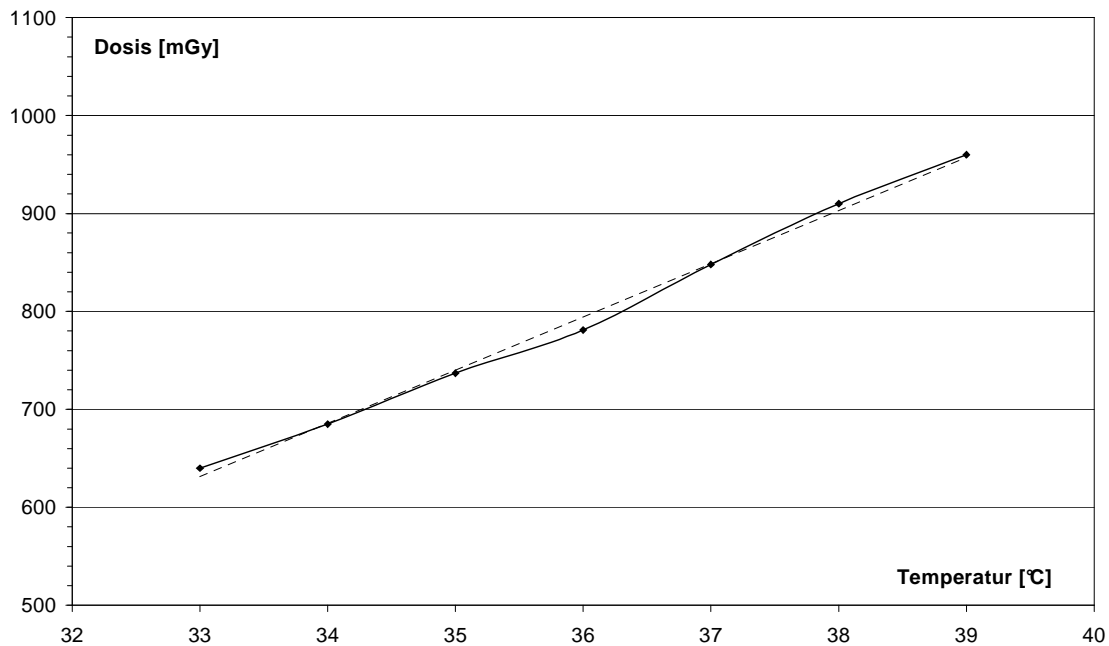


Abbildung 3.2: Abhängigkeit der Filmschwärzung und damit der ermittelten Dosis, von der Entwickler-Temperatur. Die Filme sind jeweils unter gleichen Bedingungen mit 80ME bestrahlt und in 1 °C Abständen zwischen 33 °C und 39 °C entwickelt worden. Die zuvor gemessene OD wurde anhand der Gradationskurve in Dosiswerte umgerechnet.

In Abbildung 3.2 erkennt man wie bei steigender Temperatur die Filmschwärzung und damit die ermittelte Dosis zunimmt. Es kann zu systematischen Messfehlern kommen, die bei einer Temperaturerhöhung von 5 °C zu Abweichungen von bis zu 40 % führen. In dem betrachteten Temperaturbereich deutet sich ein linearer Zusammenhang zwischen Temperaturerhöhung und dem Messfehler an. Bei einer Genauigkeit der Temperaturregelung von $\pm 0,2$ °C ergibt sich ein Fehler bei der Dosisberechnung von kleiner 1,6 %.

3.2 Evaluierung des Laserdensitometers

Zunächst wird der Einfluss auf die Messergebnisse bei unterschiedlicher Einlage des Filmes in das Eingabefach untersucht. Die linksbündige bzw. rechtsbündige Einlage wird mit der mittigen Einlage verglichen. Es werden jeweils die 20%- und die 50%-Isodosendurchmesser bestimmt. Jede Messung wird dreimal durchgeführt und daraus jeweils ein Mittelwert errechnet. Die errechneten Mittelwerte der links- und rechtsbündigen Filmeinlage werden mit der mittigen Einlage verglichen und mit den jeweiligen Abweichungen in Tabelle 3.2 dargestellt.

Ergebnisse bei unterschiedlicher Filmeinlage (in mm)

Filmeinlage	20-%-Isodose [mm]		50-%-Isodose [mm]	
	x	y	x	y
linksbündig	37,0	38,1	31,7	32,7
mittig	38,1	37,3	32,6	31,7
rechtsbündig	38,6	37,7	33,3	32,1

Abweichung von mittiger Filmeinlage (in mm)

linksbündig	-1,1	0,8	-0,9	1,0
rechtsbündig	0,5	0,4	0,7	0,4

Tabelle 3.2: Oben: Messergebnisse bei unterschiedlicher Einlage des Films im Eingabeschacht (Mittelwert aus drei Messungen). Unten: die jeweiligen Abweichungen bei linksbündiger bzw. rechtsbündiger Einlage von der mittigen Filmeinlage (alle Werte in mm).

In Tabelle 3.2 ist zu erkennen, dass bei nicht mittiger Einlage die Werte zwischen 1 mm und –1,1 mm um die Ergebnisse bei mittiger Einlage schwanken. Bei linksbündiger Einlage sind die Abweichungen in x-Richtung immer negativ, das Bild tendiert also dazu schmaler zu werden. Bei Messung in y-Richtung sind die Abweichungen dagegen positiv, das Bild wird höher. Bei rechtsbündiger Einlage des Films zeigt sich in der Tendenz eine Vergrößerung der Messwerte im Vergleich zur mittigen Einlage. Das Bild wird also höher und breiter dargestellt. Die Abweichungen der Messwerte liegen zwischen 0,4 mm und 0,7 mm.

Die Ergebnisse der Untersuchung zur Größe des „Region of Interest“ Fensters und der Auswirkung auf die 20-%- und 50-%-Isodosendurchmesser sind in Abbildung 3.3 grafisch dargestellt. Die Kantenlänge des quadratischen „Region of Interest“ Fensters wird gegen den gemessenen Isodosendurchmesser aufgetragen. Hierbei verringert sich der Vergrößerungsfaktor mit größer werdender Kantenlänge. Die Abweichungen der Durchmesser betragen bei der 20-%-Isodose maximal 3 mm und bei der 50-%-Isodose maximal 4 mm.

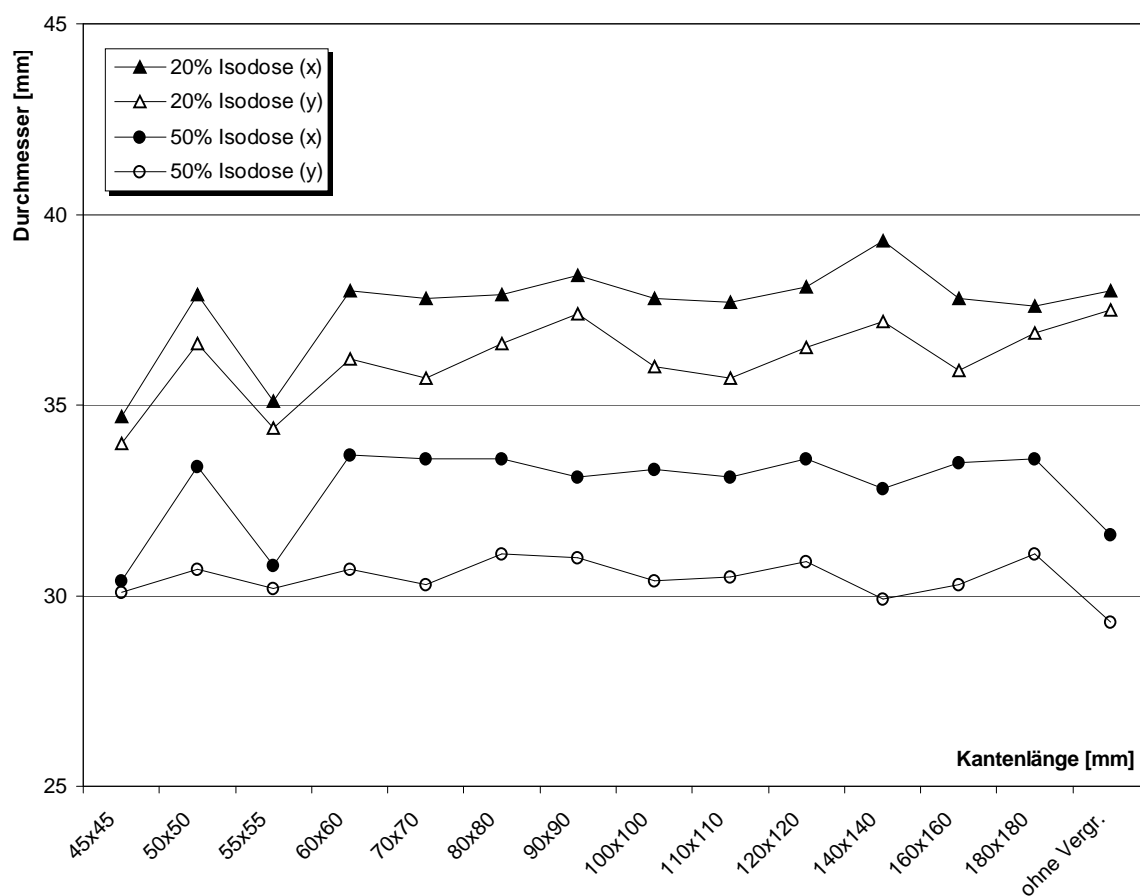


Abbildung 3.3: Abhängigkeit vom Vergrößerungsmaß (Kantenlänge des Vergrößerungsfensters, in mm) und gemessenem Isodosendurchmesser nach Einlesen des Films.

Die Position des „Region of Interest“-Fensters über dem zu vermessenden Strahlenfeld und dessen Einfluss auf die gewonnenen Messwerte ist in Tabelle 3.3 dargestellt. Dabei wird das Fenster in 10 mm Schritten in horizontaler (x) bzw. vertikaler (y) Richtung verschoben.

Fensterver- schiebung		20-%-Isodose [mm]		50-%-Isodose [mm]	
		X	Y	X	Y
links	20 mm	1,40	0,00	0,50	0,10
	10 mm	1,30	0,00	0,50	0,10
mittig	10 mm	0,00	0,00	0,00	0,00
	10 mm	0,00	0,00	0,20	0,10
rechts	20 mm	1,10	0,00	0,20	0,10
oben	20 mm	0,20	1,30	0,30	0,00
	10 mm	0,40	-0,20	0,30	-0,10
mittig	10 mm	0,00	0,00	0,00	0,00
	10 mm	0,00	0,40	0,10	0,00
unten	20 mm	0,40	-0,30	0,30	-0,20

Tabelle 3.3: Abweichungen der x- bzw. y-Durchmesser der Strahlenfelder im Verhältnis zu mittiger Lage des „*Region of Interest*“ Fensters über dem Strahlenfeld. Verschiebung in 10 mm Schritten.

Bei Verschieben des Vergrößerungsfensters über dem Bestrahlungsfeld ändert sich vor allem der gemessene Durchmesser parallel zur Bewegungsrichtung des Fensters in x-Richtung. Der Durchmesser senkrecht zur Bewegungsrichtung bleibt weitgehend unverändert. Die höchste Abweichung ist beim 20-%-Isodosendurchmesser in x-Richtung bei maximaler Verschiebung des Vergrößerungsfensters nach links zu beobachten. Die Abweichung vom mittigen Wert beträgt hier 1,4 mm.

Zum Test zur Präzision der Messeinheit (Laserscanner und Auswertungssoftware) wird ein Film, der mit einem vorher definierten Micro-MLK Feld bestrahlt wurde, unter den in Kapitel 2.2.2 definierten Standardbedingungen eingelesen und ausgewertet. In den Tabellen 3.4 und 3.5 sind die Ergebnisse als Rohdaten bzw. mittels Mittelwerte und Standardabweichungen, bei je dreimaliger Auswertung eines bestrahlten Filmes dargestellt. Es werden drei runde Micro-MLK Felder mit den berechneten Felddurchmessern von 58 mm, 33 mm und 8 mm untersucht. Dabei werden jeweils die 20-%- und die 50-%-Isodosendurchmesser in x- und y-Richtung vermessen.

Feldgröße (Einsatz)	20-%-Isodose [mm]		50-%-Isodose [mm]	
	x	y	x	y
58 mm (R37)	62,5	61,8	56,7	55,7
	62,4	61,6	56,4	55,7
	62,5	61,5	56,7	55,5
33 mm (R21)	38,1	34,8	32,6	30,4
	38,4	34,8	33,1	30,4
	38,6	34,8	33,4	30,6
8 mm (R6)	13,7	14,0	8,1	10,1
	13,9	13,8	9,1	9,9
	13,9	13,8	9,4	9,8

Tabelle 3.4: Messwerte der Querprofilvermessung (jeweils drei Durchgänge), bei drei verschiedenen Micro-MLK Feldern. Die grau unterlegten Werte sind die Isodosen, vermessen in y-Richtung, die nicht unterlegten, in x-Richtung. Feldgrößen gerundet. Alle Werte in mm.

Feldgröße (Einsatz)	20-%-Isodose [mm]		50-%-Isodose [mm]	
	x	y	x	y
58 mm (R37)	62,5 ± 0,1	61,6 ± 0,2	56,6 ± 0,2	55,6 ± 0,1
33 mm (R21)	38,4 ± 0,3	34,8 ± 0,0	33,0 ± 0,4	30,5 ± 0,1
8 mm (R6)	13,8 ± 0,1	13,9 ± 0,1	8,9 ± 0,7	9,9 ± 0,2

Tabelle 3.5: : Mittelwerte und Standardabweichungen in mm bei dreimaliger Messung. Grau unterlegt ist die Vermessung in y-Richtung, nicht unterlegt die Messung in x-Richtung. Feldgrößenangaben gerundet.

Die Standardabweichung der Reproduzierbarkeit der Messergebnisse ist in allen Fällen maximal 0,7 mm.

3.3 Evaluierung der Plattenphantom/Film Kombination

3.3.1 Ionisationskammermessungen

3.3.1.1 Einfluss der Kammerorientierung bei der Messung von Dosisprofilen

Wie schon beschrieben hat die Ausrichtung der Ionisationskammer relativ zur Messrichtung möglicherweise einen Einfluss auf die ermittelten Dosisprofile (vergleiche Kap.2.2.3). Das zu untersuchende Feld wird mit dem Micro-MLK erzeugt. Es wird mit einem Template mit dem Durchmesser von 5 mm entsprechend 7,8 mm im Isozentrum definiert. Die Messungen werden im Wasserphantom mit Ionisationskammern der Volumina 0,3 ccm, 0,125 ccm und 0,015 ccm durchgeführt. Die Querprofile der Messungen mit Kammerausrichtung senkrecht (x), sowie parallel (y) zur Laufrichtung werden übereinandergelegt und in den Abbildungen 3.4–3.6 dargestellt.

Vorher wird mit diesem Feld ein Film belichtet und die dazugehörigen Profile mit der Filmdosimetrie bestimmt. Die Ergebnisse sind in Tabelle in 3.6, im Vergleich zu den Messungen mit den Kammern zusammengefasst. Bei Filmdosimetrie ist der Halbschattenverlauf in x-Richtung des Bestrahlungsfeldes etwas flacher als in y-Richtung, während die 20%- Isodose in x-Richtung ein etwas breiteres Feld aufweist. Die Durchmesser im Bereich der 80%-Isodose sind in beiden Richtungen gleich. Bei einer Gleichwertigkeit der Systeme müssten also ähnliche Beobachtungen bei den Ionisationskammern zu erwarten sein.

Da die optimale Messanordnung zur Ermittlung von Querprofilen der zu untersuchenden Felder gefunden werden soll, werden qualitative Merkmale bestimmt (steilerer/flacherer Verlauf des Halbschattens, größerer/ kleinerer Isodosendurchmesser).

Messung mit:	20-%- Isodose [mm]		50-%- Isodose [mm]		80-%- Isodose [mm]		Halbsch. Breite [mm]	
	x	y	x	y	x	y	x	y
Film	12,3	11,1	7,20	6,30	2,70	2,40	4,80	4,35
Kammer 0,015 ccm	12,65	14,08	7,74	8,83	5,12	5,03	3,77	4,53
Kammer 0,125 ccm	13,25	13,58	8,55	8,99	4,64	5,07	4,31	4,26
Kammer 0,3 ccm	13,05	21,86	8,85	16,11	5,44	10,74	3,81	5,56

Tabelle 3.6: Isodosen und Halbschattenbreiten des Micro-MLK R5 Feldes mit rund 8 mm Felddurchmesser. Aus den 80-%- und 20-%-Isodosendurchmessern wurden die Halbschattenbreiten berechnet. Bei den Kammer-Messungen im Wasserphantom war die Ausrichtung der Kammer bei Messung in x-Richtung senkrecht zur Laufrichtung, bei Messung in y-Richtung parallel zur Laufrichtung.

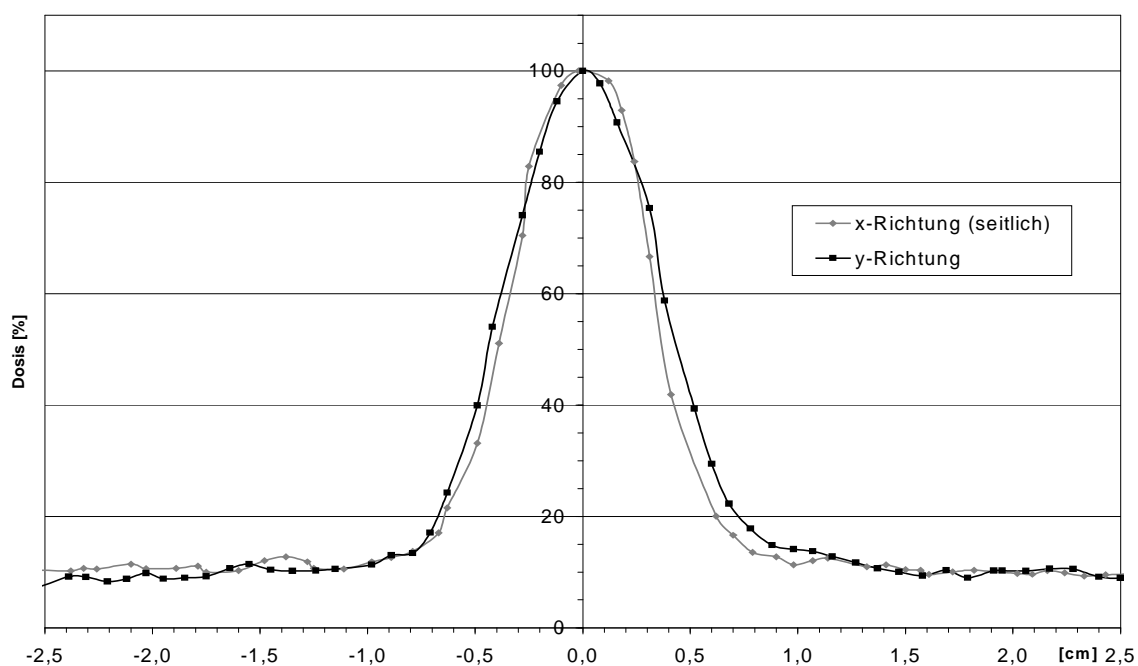


Abbildung 3.4: Querprofil eines runden Micro-MLK R5 Feldes mit einem Durchmesser im Isozentrum von rund 8 mm. Dosis gemessen mit der **0,015 ccm** Kammer im Wasserphantom. Die Kammer erreicht einmal seitlich (x-Richtung) und einmal mit der Spitze zuerst das Bestrahlungsfeld (y-Richtung).

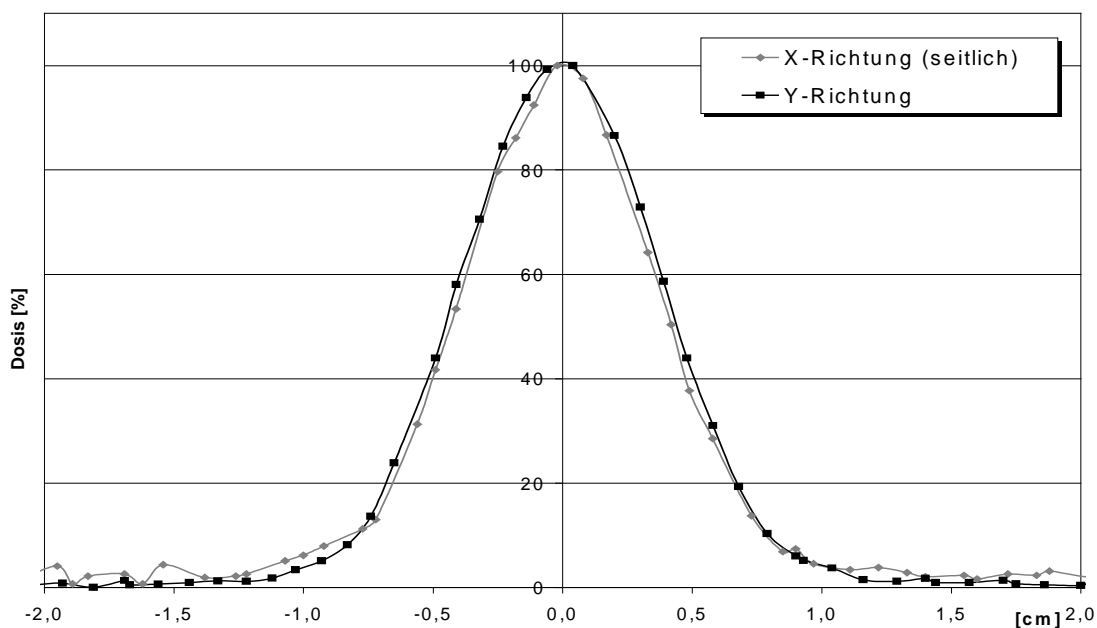


Abbildung 3.5: Querprofil eines runden Micro-MLK R5 Feldes mit einem Durchmesser im Isozentrum von rund 8 mm. Dosis gemessen mit **0,125 ccm** Kammer im Wasserphantom. Die Kammer erreicht einmal seitlich (x-Richtung) und einmal mit der Spitze zuerst das Bestrahlungsfeld (y-Richtung).

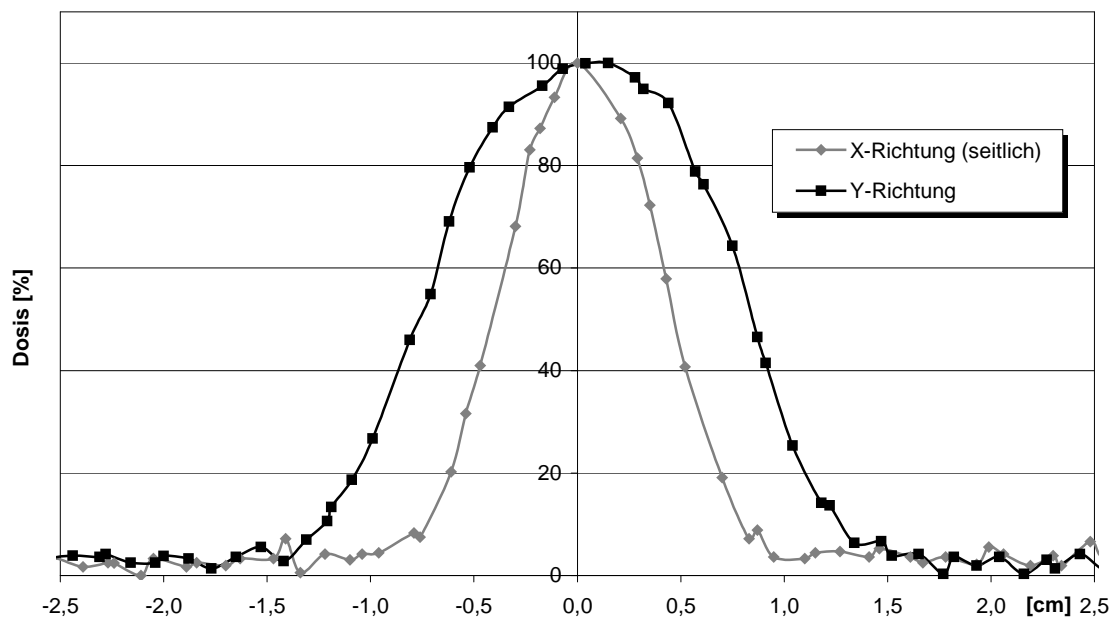


Abbildung 3.6: Querprofil eines runden Micro-MLK R5 Feldes mit einem Durchmesser im Isozentrum von rund 8 mm. Dosis gemessen mit **0,3 ccm** Kammer im Wasserphantom. Die Kammer erreicht einmal seitlich (x-Richtung) und einmal mit der Spitze zuerst das Bestrahlungsfeld (y-Richtung).

Die Messungen mit der 0,015 ccm Kammer zeigen in x-Richtung einen steileren Halbschattenverlauf als in y-Richtung (Abb. 3.5). Beim Vergleich der Querprofile ist der Durchmesser der 20%-Isodose bei Messung in y-Richtung größer, die 80%-Isodosendurchmesser sind annähernd gleich. Nimmt man die Filmdosimetrie als Referenz, so wäre in x-Richtung im Vergleich zur y-Richtung ein breiterer Halbschatten und ein größerer Durchmesser der 20%-Isodose zu erwarten gewesen (siehe Tabelle 3.6). Die ermittelten Werte der 0,015 ccm Pin Point Kammer zeigen eine Umkehr der Verhältnisse und weichen quantitativ und qualitativ von denen der Filmdosimetrie ab.

Bei der 0,125 ccm Kammer zeigen die Halbschatten in beiden Richtungen einen annähernd gleichen Verlauf (Abb. 3.7). Die 20%-Isodose als auch die 80%-Isodose ist in x-Richtung etwas kleiner als in y-Richtung. Das Profil wird in x-Richtung, also bei seitlichem Eintritt der Kammer in das Bestrahlungsfeld, insgesamt etwas schmaler ausgegeben.

Noch stärker ausgeprägt ist dieser Effekt bei der 0,3 ccm Kammer. Tritt die Kammer mit Längsachse parallel zur Laufrichtung, also mit der Spitze zuerst in das Strahlenfeld ein, ist das ermittelte Querprofil insgesamt deutlich breiter (Abb. 3.8). Der Halbschatten ist auch hier in x-Richtung schmaler als in y-Richtung und hat damit einen steileren Verlauf zwischen 20%- und 80%-Isodose (Abb. 3.9). Auch die mit der 0,3 ccm Kammer gewonnen Werte stimmen nicht mit denen der Filmmessung überein. Bei der 0,3 ccm Kammer werden die größten Unterschiede abhängig von der Kammerorientierung gemessen.

3.3.1.2 Messung von TPR-Kurven mit verschiedenen Kammern im Plattenphantom

Im Folgenden werden im Plattenphantom gemessene TPR-Kurven vorgestellt. Sie werden mit verschiedenen Messkammern (0,3 ccm, 0,125 ccm, 0,015 ccm Messvolumen) gewonnen. Die untersuchten Rundfelder haben Felddurchmesser von rund 16 mm (R9), 76 mm (R42) sowie 136 mm (R75) im Isozentrum und werden mit dem Mini-MLK erzeugt.

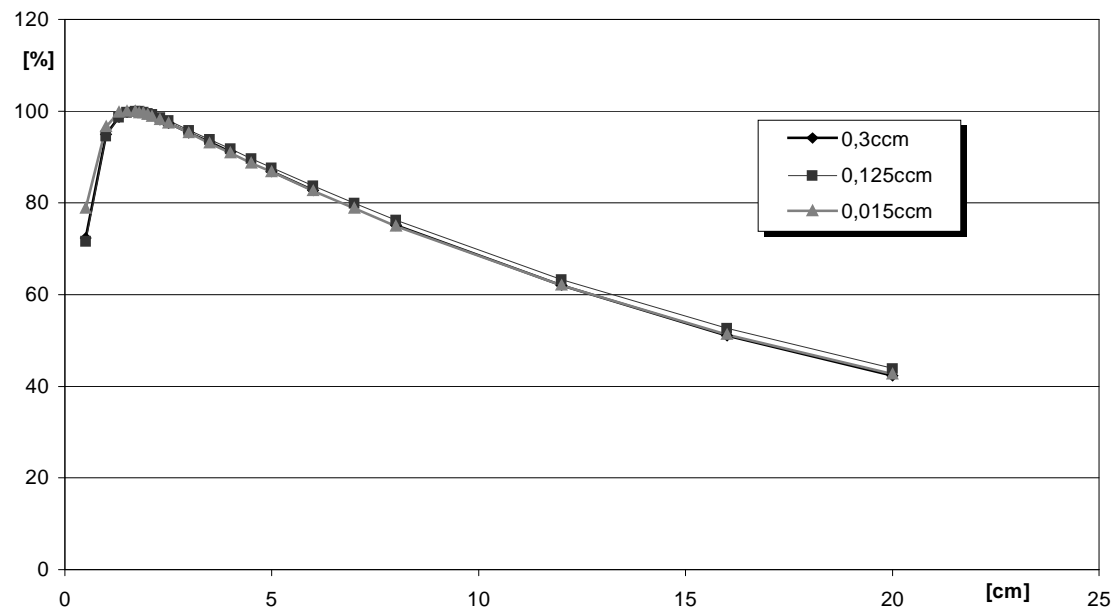


Abbildung 3.10: TPR-Kurven im Plattenphantom mit 6 MV Photonen. Einblendung mit Mini-MLK R9 Rundeinsatz mit 16 mm Felddurchmesser. Gemessen mit 0,3 ccm, 0,125 ccm und 0,015 ccm Ionisationskammer.

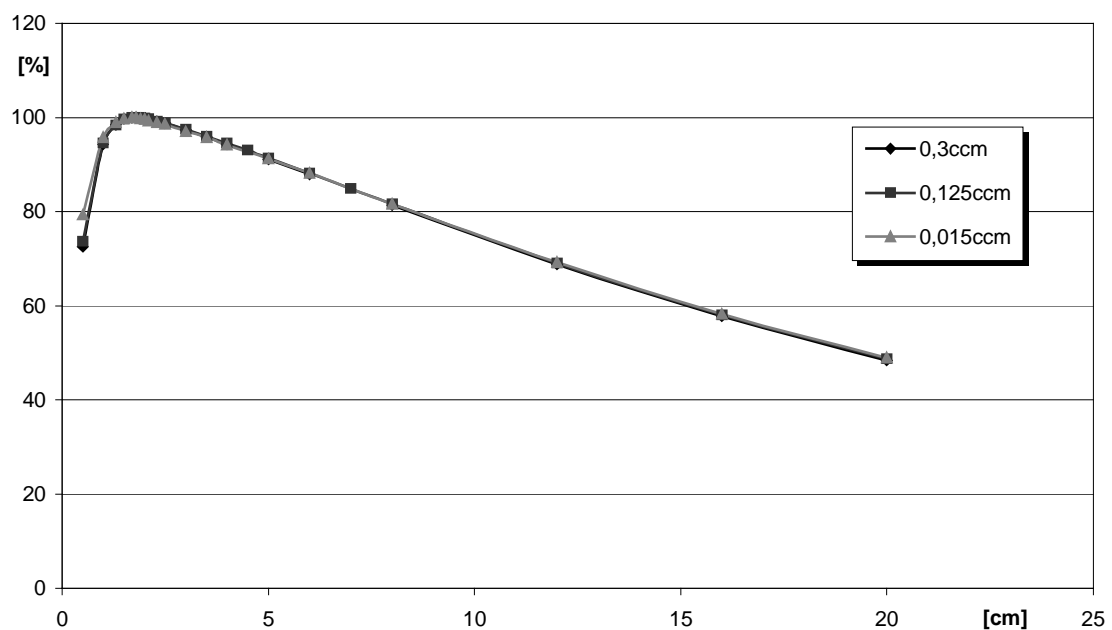


Abbildung 3.11: TPR-Kurven im Plattenphantom mit 6 MV Photonen. Einblendung mit Mini-MLK R42 Rundeinsatz mit 76 mm Felddurchmesser. Gemessen mit 0,3 ccm, 0,125 ccm und 0,015 ccm Ionisationskammer.

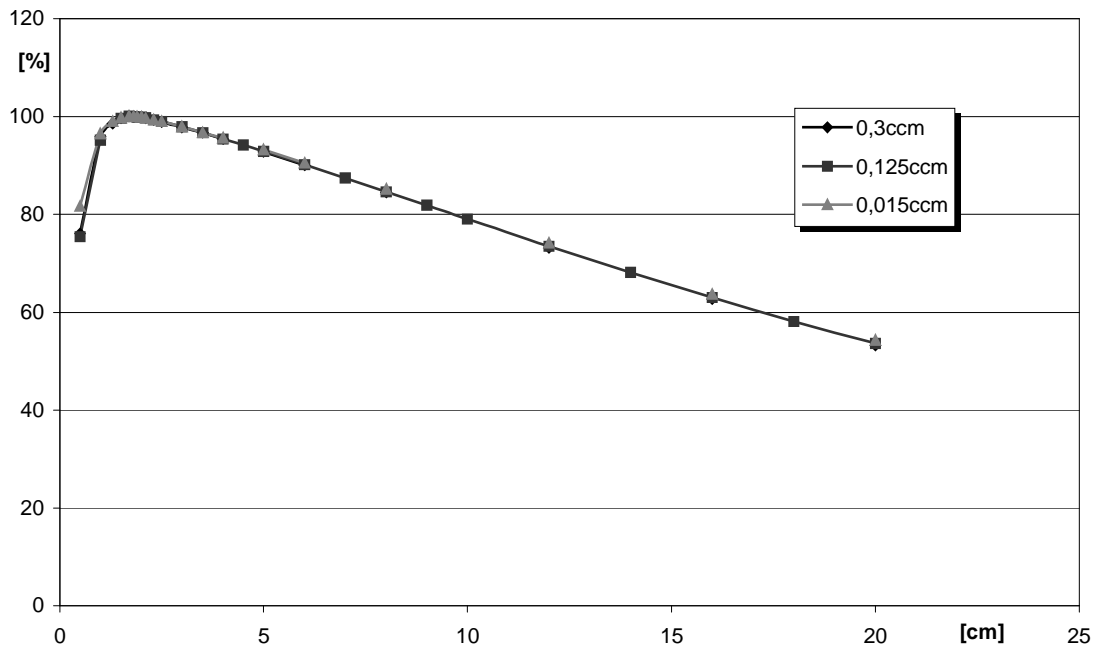


Abbildung 3.12: TPR-Kurven im Plattenphantom mit 6 MV Photonen. Einblendung mit Mini-MLK R75 Rundeinsatz mit 136 mm Felddurchmesser. Gemessen mit 0,3 ccm, 0,125 ccm und 0,015 ccm Ionisationskammer

Die mit den verschiedenen Messkammern erhaltenen TPR-Kurven unterscheiden sich für die Rundfelder mit Durchmessern größer als 76 mm im Isozentrum mit weniger als 0,5 %. Größere Abweichungen zeigen sich beim Rundfeld mit einem Durchmesser von 16 mm. Hier erhält man mit der 0,015 ccm und der 0,3 ccm Kammer in Tiefen größer als 40 mm deutlich niedrigere Dosiswerte als mit der 0,125 ccm Kammer. Der maximale Unterschied liegt hier bei 2 %.

3.3.1.3 Messungen der Dosisquerverteilungen mit verschiedenen Kammern in Wasser

Es werden mit unseren Messkammern Dosisprofile in einer Tiefe von 5 cm im Wasserphantom gemessen. Die Messkammern bewegen sich dabei durch das Isozentrum. Die Kammer ist so ausgerichtet, dass die Messung analog zur Abbildung 2.9 in der x-Richtung erfolgt. Die verwendeten Felder haben kreisförmigen Querschnitt mit Durchmessern im Isozentrum von rund 16 mm, 76 mm und 136 mm bei Verwendung des Mini-MLK und rund 8 mm, 33 mm und 58 mm bei Verwendung des Micro-MLK. Die Bestrahlungsfelder werden mit dem internen MLK des Siemens Linearbeschleunigers vorkollimiert. Aus den Dosisprofilen werden die Halbschattenbreiten bestimmt.

Die Abbildungen 3.13 bis 3.15 zeigen Halbprofile der Messwerte. Die Kurven sind auf die relative Dosis von 50 % normalisiert.

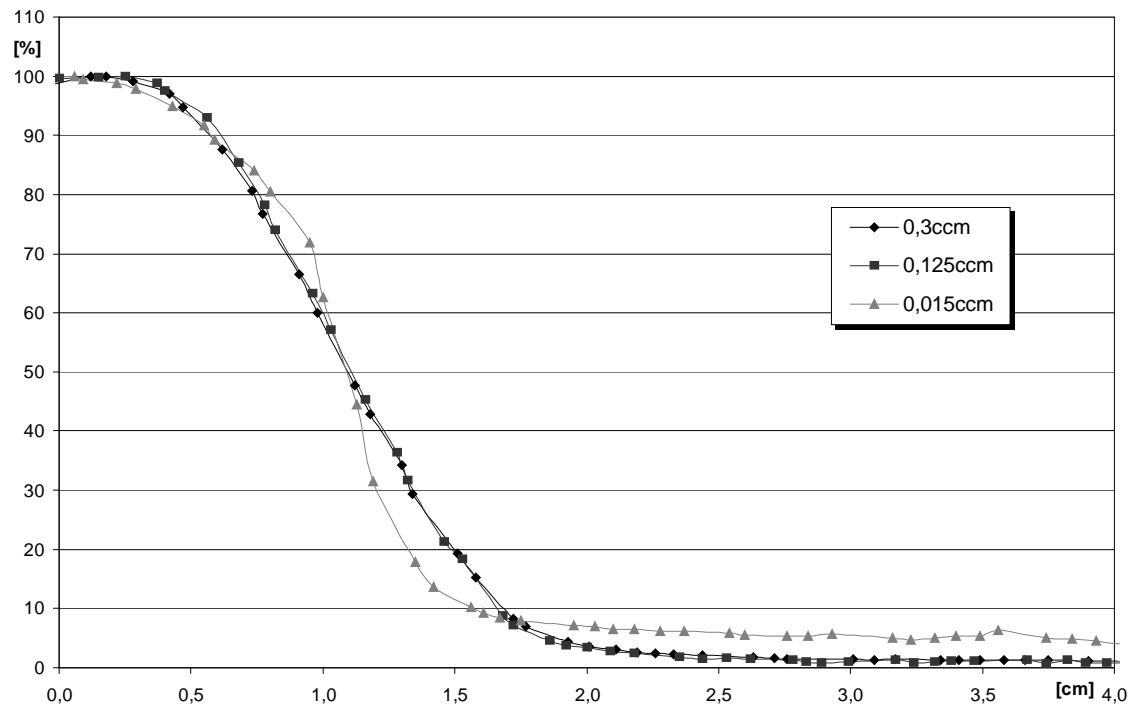


Abbildung 3.13: Halbschattendarstellung der Querprofile eines Mini-MLK R9 Feldes mit 16 mm Felddurchmesser, gemessen mit Ionisationskammern unterschiedlicher Volumina. Die Kurven sind auf die 50%-Isodose normalisiert.

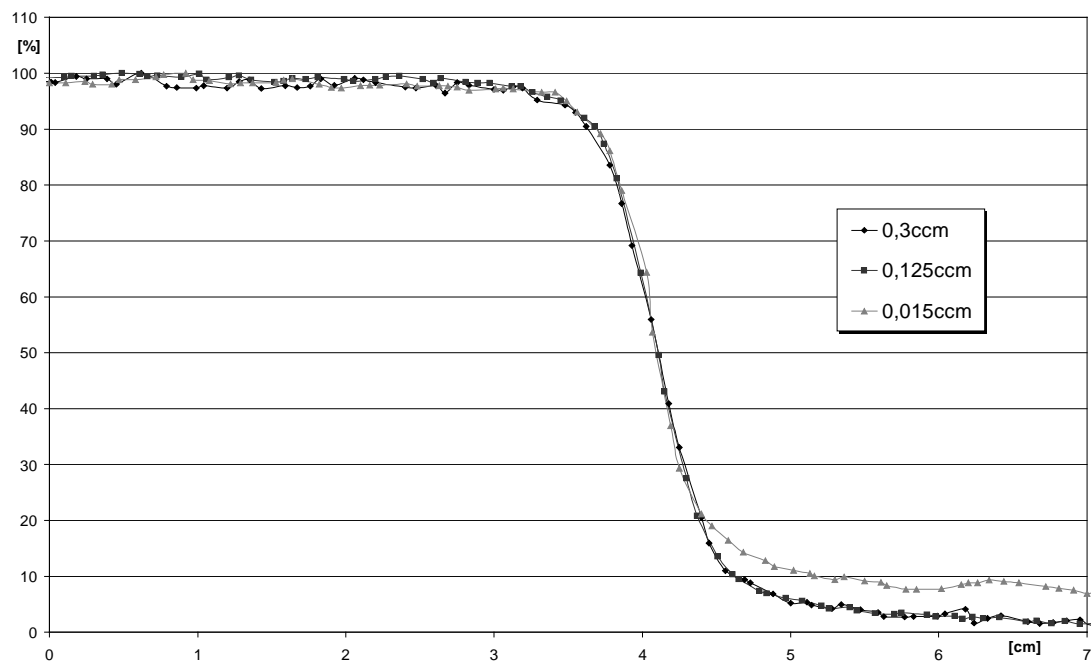


Abbildung 3.14: Halbschattendarstellung der Querprofile eines Mini-MLK R42 Feldes mit 76 mm Felddurchmesser, gemessen mit verschiedenen Ionisationskammern. Die Kurven sind auf die 50%-Isodose normalisiert.

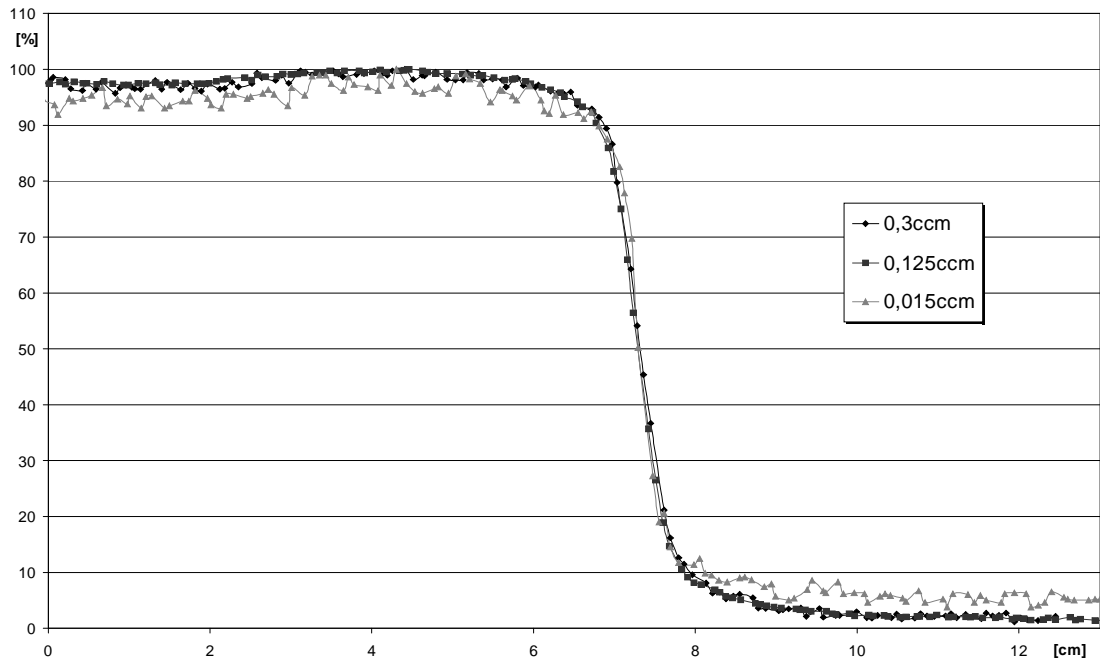


Abbildung 3.15: Halbschattendarstellung des Mini-MLK R75 Feldes mit 136 mm Felddurchmesser, gemessen mit Ionisationskammern unterschiedlicher Volumina. Die Kurven sind auf die 50%-Isodose normalisiert.

Analog zu den vorhergehenden Messungen werden mit dem Micro-MLK jeweils 3 runde Bestrahlungsfelder unterschiedlicher Größe erzeugt und im Wasserphantom untersucht. Die Ionisationskammern sind auch hier in x-Richtung ausgerichtet (siehe Abbildung 2.9). In der großen Abbildung werden die jeweiligen Halbprofile und Halbschatten der verschiedenen Kammern dargestellt. Die Kurven sind auf die 50%-Isodose normalisiert. Zur besseren Veranschaulichung werden bei diesen Kurven außerdem in den eingefügten kleinen Abbildungen die jeweils kompletten Querprofile gezeigt. Sie sind so übereinandergelegt, dass die Abstände der 50%-Isodosen zwischen den verschiedenen Kammern auf beiden Seiten gleich groß sind.

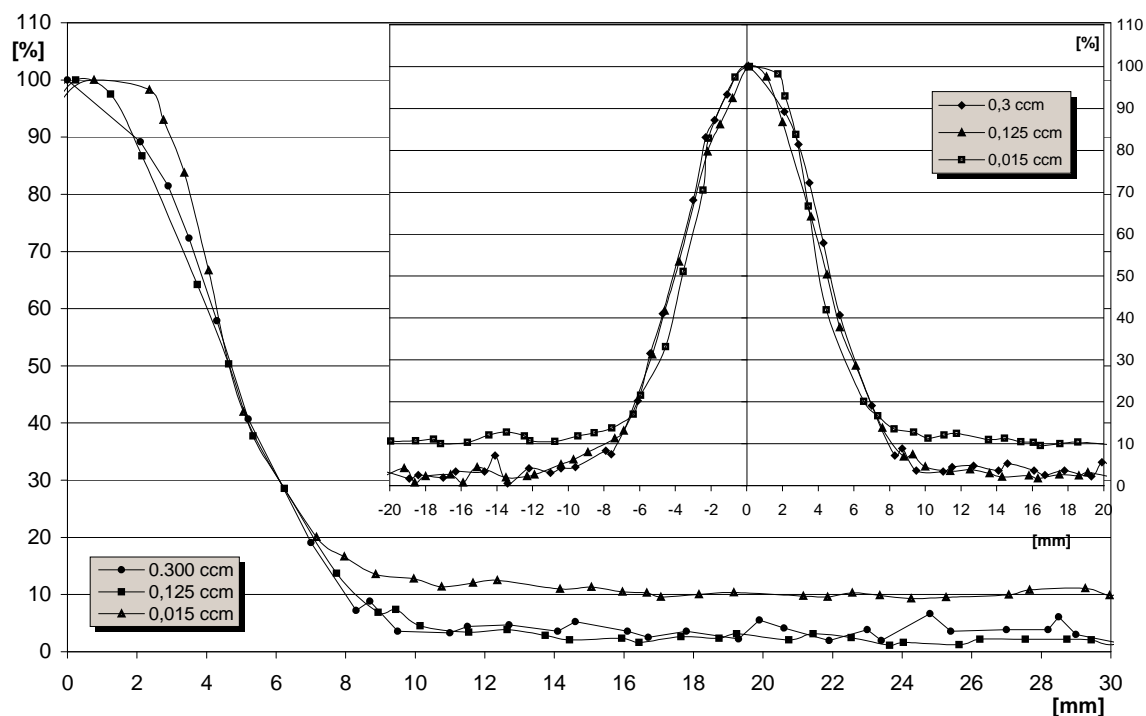


Abbildung 3.16: Querprofile und Halbschatten des Micro-MLK R5 Feldes mit rund 8 mm Felddurchmesser, gemessen mit Ionisationskammern verschiedener Volumina. Großes Diagramm: Halbschattendarstellung, Kurven sind auf 50%-Isodose normalisiert. Kleines Diagramm: gleiche Messungen doch Darstellung der Gesamtprofile.

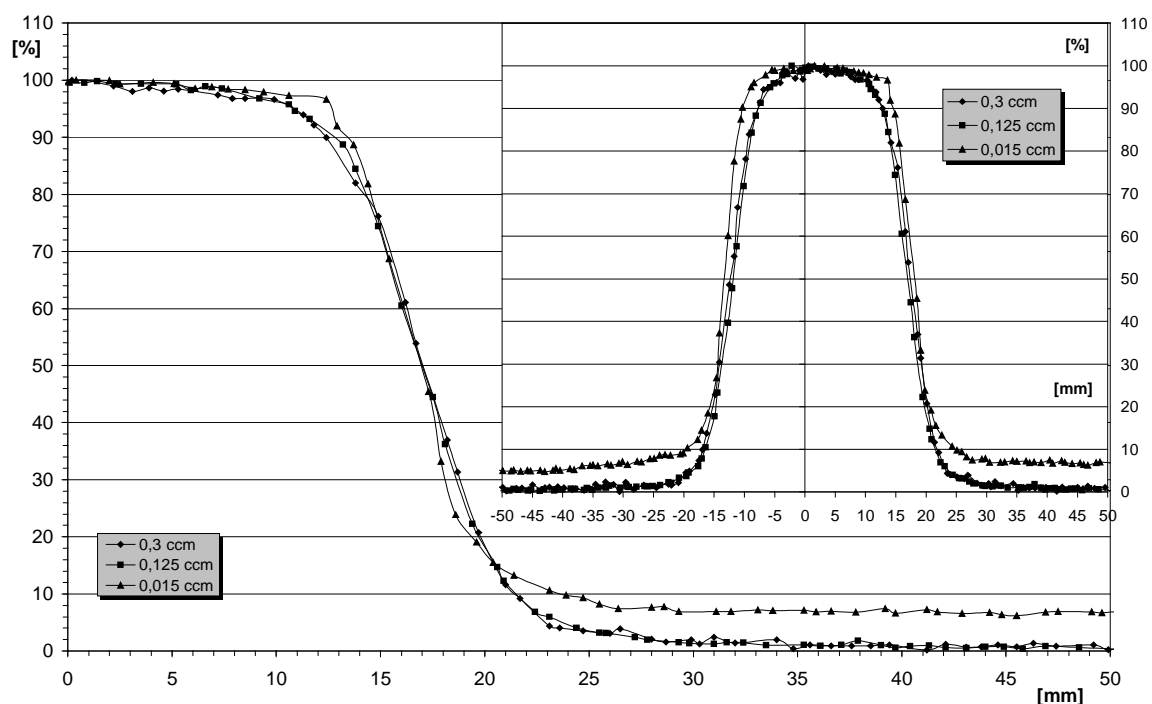


Abbildung 3.17: Querprofile und Halbschatten des Micro-MLK R21 Feldes mit rund 33 mm Felddurchmesser, gemessen mit verschiedenen Ionisationskammern. Analog zu Abb. 3.16, großes Diagramm: Halbschattendarstellung, kleines Diagramm: Querprofile.

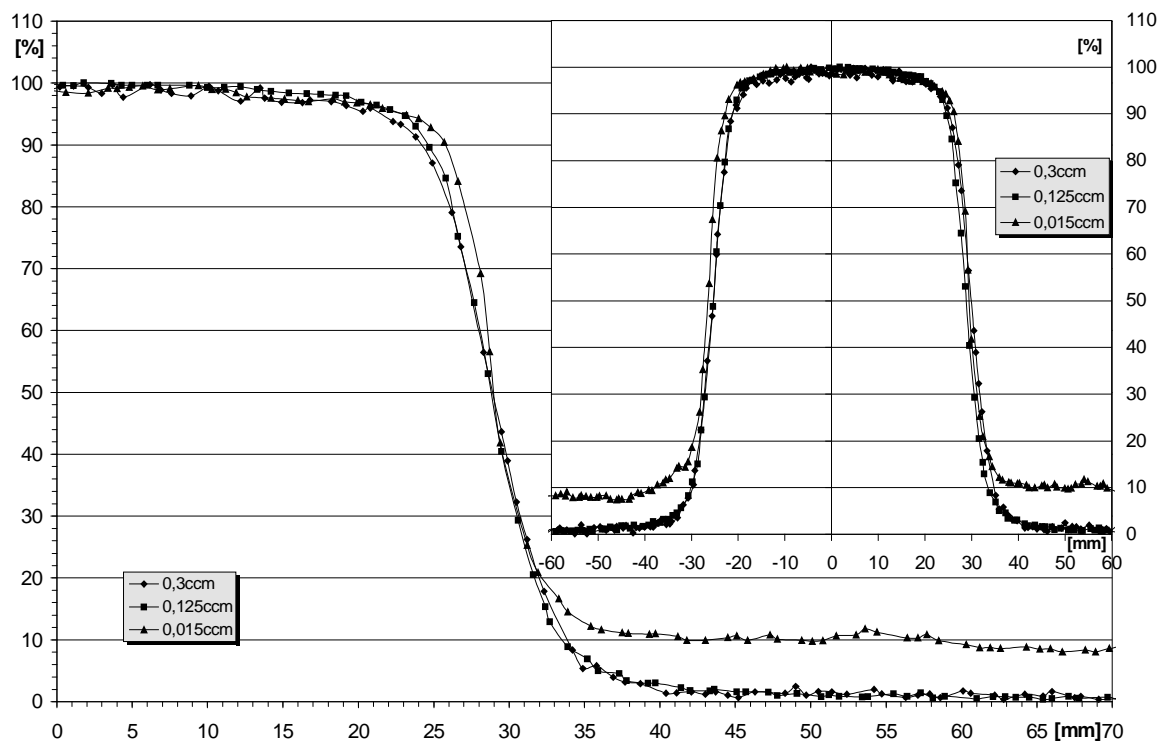


Abbildung 3.18: Querprofil des Micro-MLK R37 Feldes mit rund 58 mm Felddurchmesser.

Messungen analog zu Abb. 3.16 und Abb. 3.17.

Bei der Vermessung der Querprofile des Mini-MLK zeigt sich bei kleiner Feldgröße (16 mm) eine deutliche Tendenz der beiden größeren Kammern den Randverlauf des Profils flacher darzustellen. Die 0,015 ccm Kammer weist hingegen einen steileren Randverlauf auf. Bei der Vermessung aller Mini-MLK Felder gibt die kleinste Kammer im Randbereich und außerhalb des Feldes höhere Dosiswerte als die anderen Kammern an. Beim 136 mm Feld fällt auf, dass der mit der 0,015 ccm Kammer gemessene Dosisverlauf im Plateaubereich starke Schwankungen von bis zu 7 % aufweist.

Bei den Micro-MLK Querprofilen zeigen sich ähnliche Ergebnisse. Auch hier liegen die Dosismesswerte der kleinsten Kammer außerhalb des Bestrahlungsfeldes um bis zu 8 % über den Messwerten der beiden anderen Kammern. Der Dosisanstieg im Halbschattenbereich ist bei allen Querverteilungen, die mit der 0,015 ccm Kammer gemessen werden, steiler als bei den anderen Kammern. Dieser Effekt ist umso ausgeprägter, je kleiner der Felddurchmesser ist.

3.3.2 Vergleich der gemessenen TPR-Kurven im Wasserphantom/Plattenphantom

Es werden TPR-Kurven im Wasser- und im Plattenphantom mit der 0,125 ccm Ionisationskammer gemessen und die Ergebnisse verglichen. Dabei kommen runde Mini-MLK Felder mit Felddurchmessern im Isozentrum von 16 mm, 76 mm und 136 mm zur Anwendung. Die Ergebnisse der Wasserphantom- bzw. Plattenphantommessung werden für gleiche Bestrahlungsfelder in einer Grafik zusammengefasst.

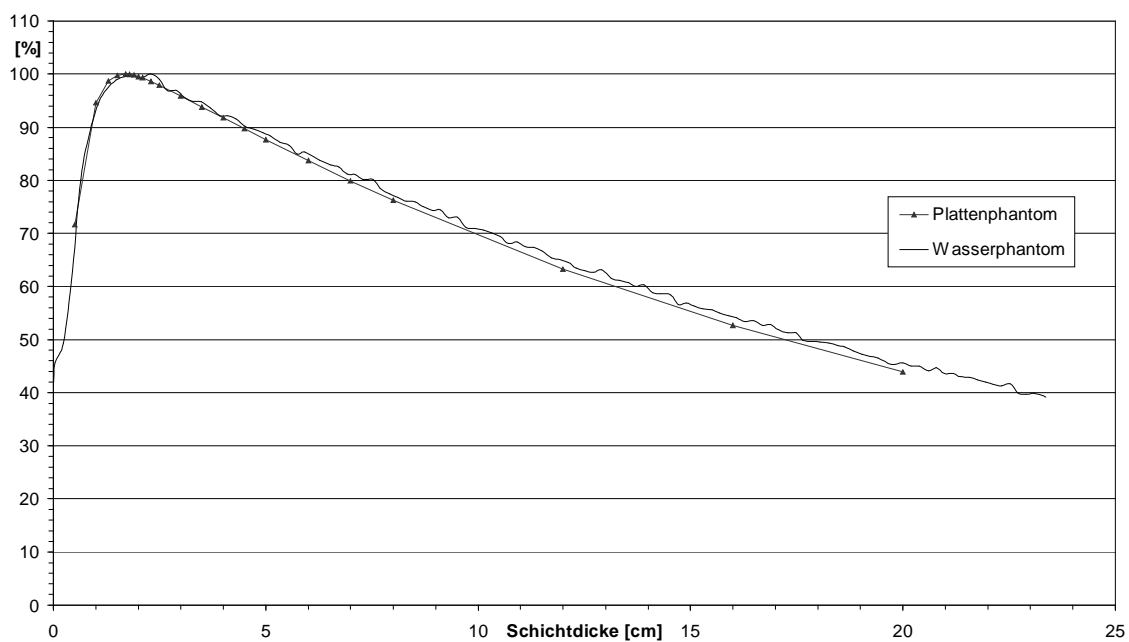


Abbildung 3.19: Vergleich zweier im Plattenphantom bzw. im Wasserphantom ermittelter TPR-Kurven. Erzeugt mit Mini-MLK R9 Rundfeld mit 16 mm Felddurchmesser. Dosis jeweils ermittelt durch die 0,125 ccm Ionisationskammer.

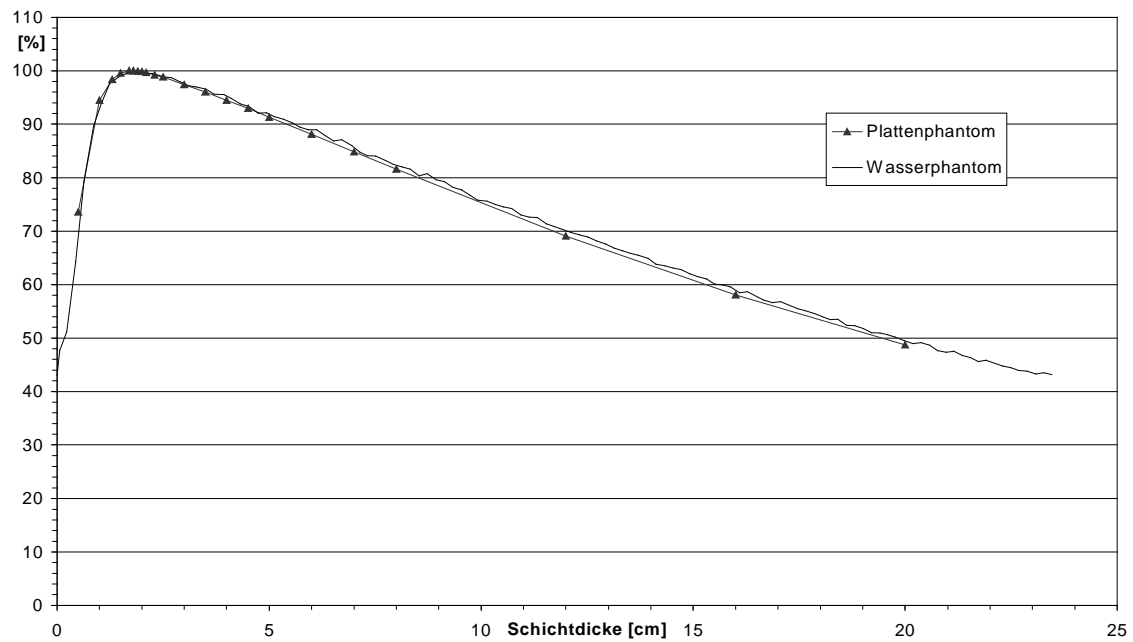


Abbildung 3.20: Vergleich zweier im Plattenphantom bzw. im Wasserphantom ermittelter TPR-Kurven. Erzeugt mit Mini-MLK R42 Rundfeld mit 76 mm Felddurchmesser. Dosis ermittelt durch die 0,125 cm Ionisationskammer.

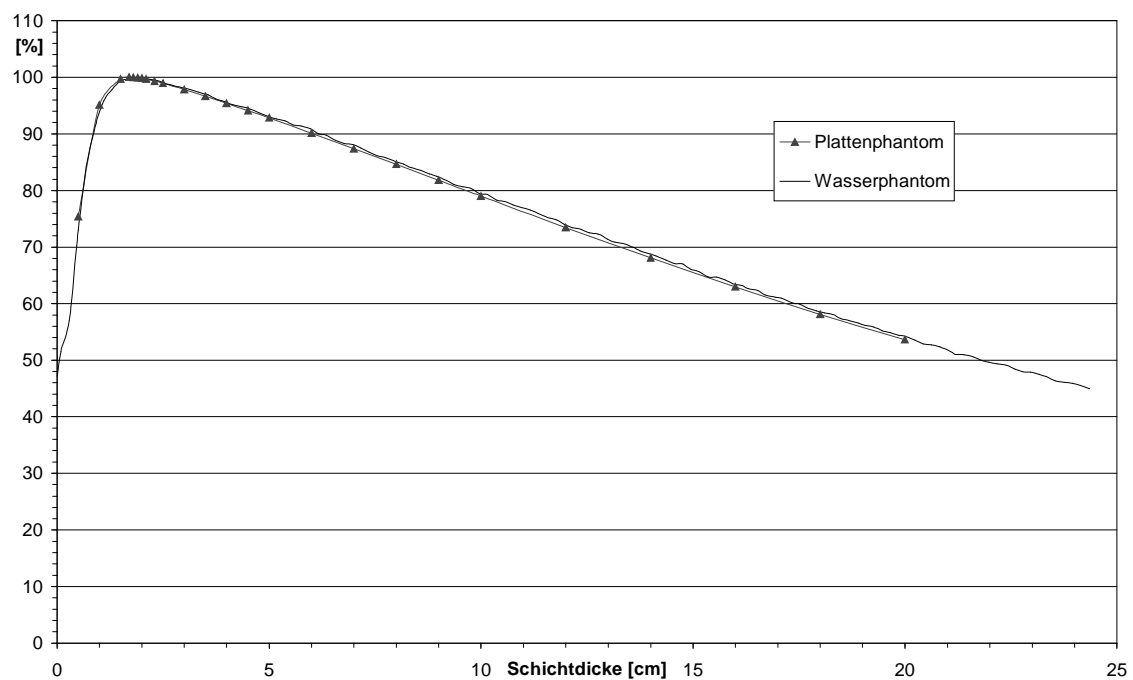


Abbildung 3.21: Vergleich TPR-Kurven in Platten- und Wasserphantom. Erzeugt mit Mini-MLK R75 Rundfeld mit 136 mm Felddurchmesser. Dosis ermittelt durch die 0,125 cm Ionisationskammer.

Im Plattenphantom werden bei allen Feldgrößen, ab einer Schichtdicke von ca. 3 cm, kleinere Dosiswerte als im Wasserphantom gemessen. Die Abweichung nimmt bei Rundfeldern mit der Messorrtiefe zu und mit steigender Feldgröße ab. Bei unseren Messungen ergibt sich eine Abweichung von maximal 4 % bei einem Felddurchmesser von 16 mm und einer Tiefe von 20 cm (siehe Abbildung 3.22). In der nachfolgenden Grafik wird für die oben genannten TPR-Kurven der Faktor „gemessene Dosis im Wasserphantom/ Plattenphantom“ gegen die über der Messsonde liegende Schichtdicke abgetragen. Bei Werten der Ordinate größer 1 wird im Wasserphantom eine höhere Dosis als im Plattenphantom bei gleicher Schichtdicke gemessen.

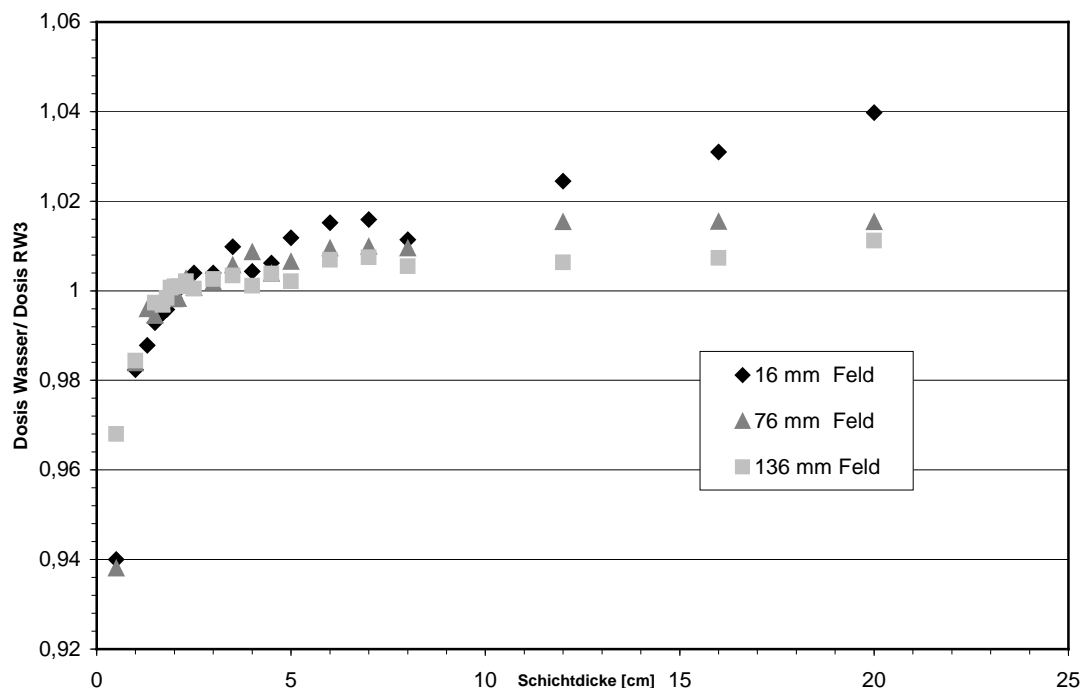


Abb.3.22: Verhältnis der gemessenen TPR-Kurven von Wasser zu RW3 als Funktion der Schichtdicken für unterschiedliche Feldgrößen. Die Messungen wurden mit einer 0,125 ccm Ionisationskammer durchgeführt.

3.3.3 Vergleich von TPR-Kurven gemessen mit Kammer und Film im Plattenphantom

Um zu beurteilen, ob die Messung mit Kammer und Film zu gleichen Ergebnissen führt, werden im Plattenphantom TPR-Kurven sowohl mit einer Ionisationskammer als auch mit Filmen für runde Mini-MLK Felder der Größe 16 mm, 76 mm und 136 mm (R9, R42, R75) erstellt und miteinander verglichen. Die TPR-Kurven jeweils gleicher Feldgröße werden in einer Grafik zusammengefasst. Die Resultate der Messungen zeigen die Abbildungen 3.23 – 3.25.

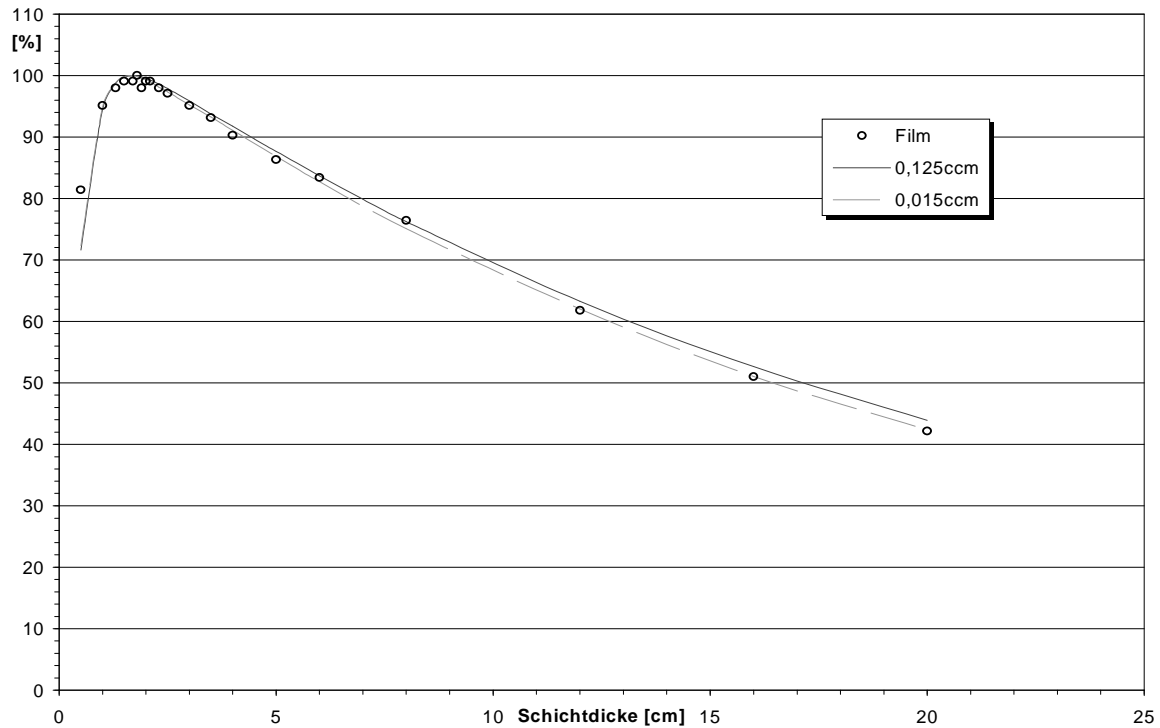


Abbildung 3.23: TPR-Kurven des Mini-MLK R9 Feldes mit 16 mm Felddurchmesser. Gemessen im Plattenphantom mit Filmdosimetrie sowie mit 0,125 ccm und 0,015 ccm Ionisationskammer.

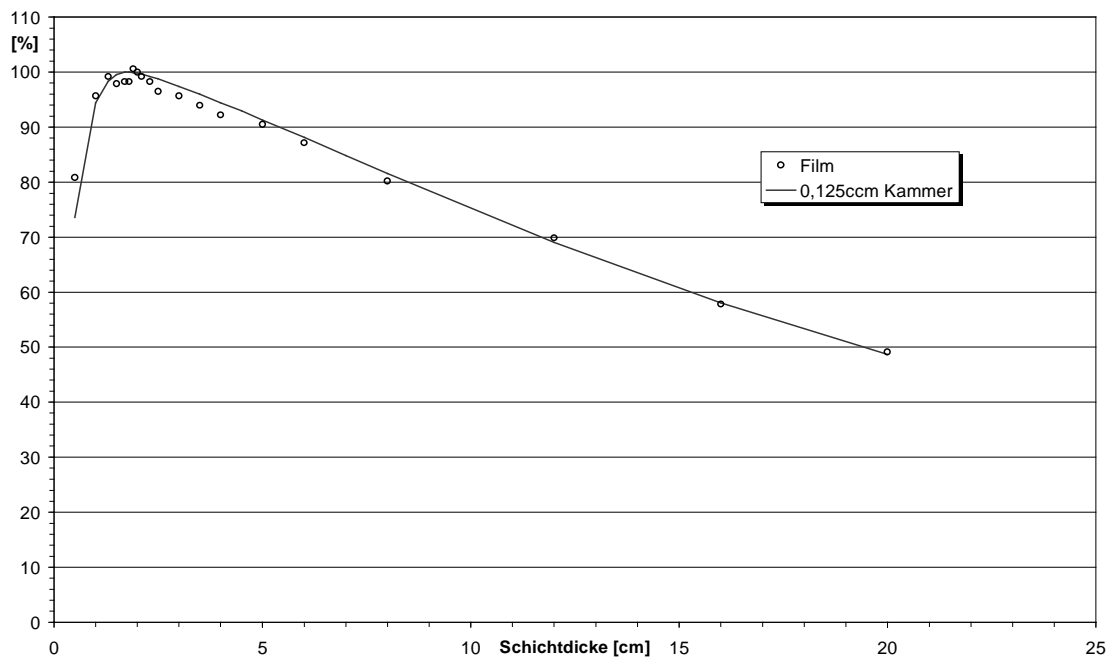


Abbildung 3.24: TPR-Kurven des Mini-MLK R42 Feldes mit 6 mm Felddurchmesser. Gemessen im Plattenphantom mit Filmdosimetrie sowie mit 0,125 ccm Ionisationskammer.

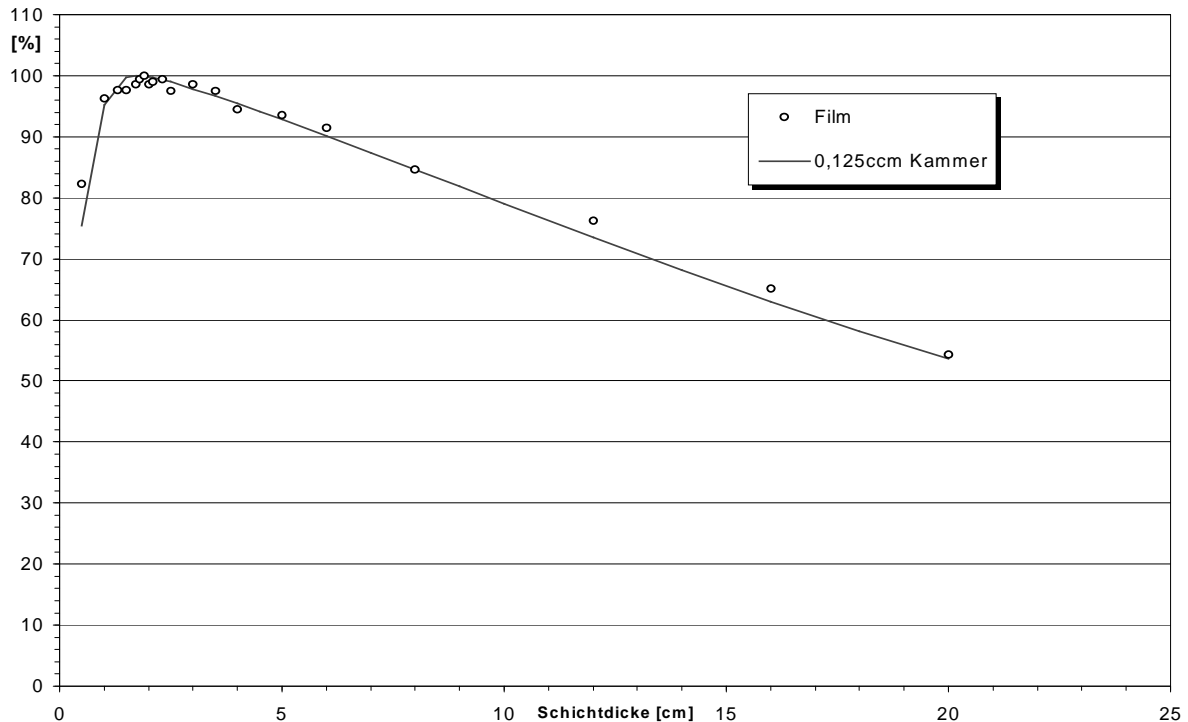


Abbildung 3.25: TPR-Kurven des Mini-MLK R75 Feldes mit 136 mm Felddurchmesser. Gemessen im Plattenphantom mit Filmdosimetrie und 0,125 ccm Ionisationskammer.

Für Schichtdicken kleiner als 1,6 cm liegen bei allen untersuchten Feldgrößen die film-dosimetrisch gemessenen Werte um bis zu 10 % über denen der Ionisationskammer. Bei größeren Schichtdicken erhält man eine bessere Übereinstimmung mit einer maximalen Abweichung von unter 2,5 %. Da es sich beim 16 mm Feld um ein sehr kleines Feld im Verhältnis zur Größe der 0,125 ccm Kammer handelt, wird hier die Messung mit der 0,015 ccm Kammer wiederholt (s. Abb. 3.23).

3.3.4 Vergleich von Dosisprofilen gemessen mit Kammer und Film im Plattenphantom

Im Folgenden werden für verschiedene Feldgrößen (Micro-MLK Rundfelder, Durchmesser im Isozentrum: 8 mm, 33 mm und 58 mm) Querprofile im Wasserphantom mittels 0,125 ccm bzw. 0,015 ccm Ionisationskammer gemessen. Anschließend werden für die gleichen Feldgrößen die Querprofile mit Hilfe von Filmen im Plattenphantom bestimmt. Die Messungen erfolgen unter den vorher definierten Standardbedingungen (s. Kap. 3.2). Die Ergebnisse werden in den Abbildungen 3.33 – 3.35 grafisch dargestellt.

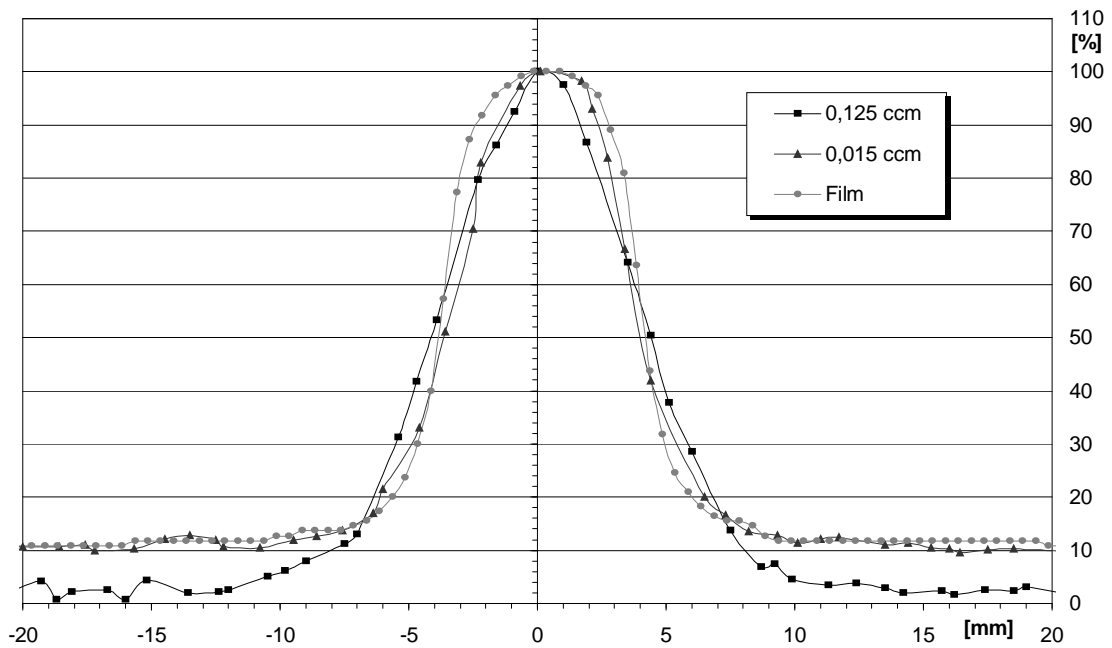


Abbildung 3.26: Vergleich von Micro-MLK R5 Querprofilen mit 8 mm Felddurchmesser. Messungen mit den 0,125 ccm bzw. 0,015 ccm Ionisationskammern erfolgen in Wasser, Filmmessungen im Plattenphantom.

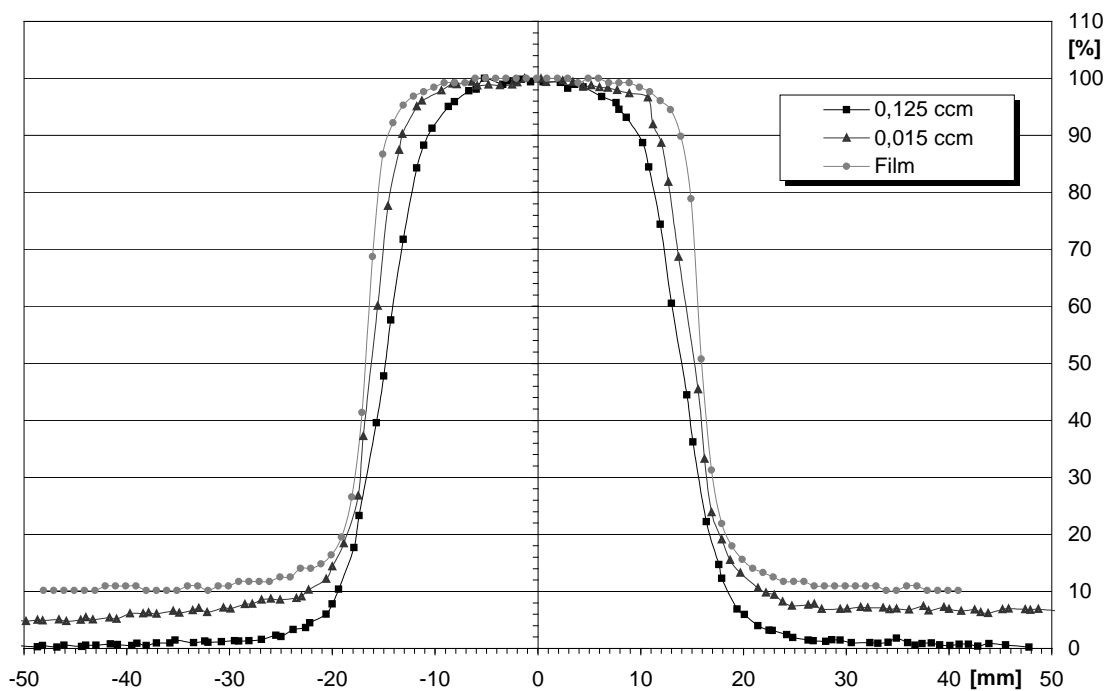


Abbildung 3.27: Vergleich von Micro-MLK R21 Querprofilen mit 33 mm Felddurchmesser. Messungen mit den 0,125 ccm bzw. 0,015 ccm Ionisationskammern erfolgen in Wasser, Filmmessungen im Plattenphantom.

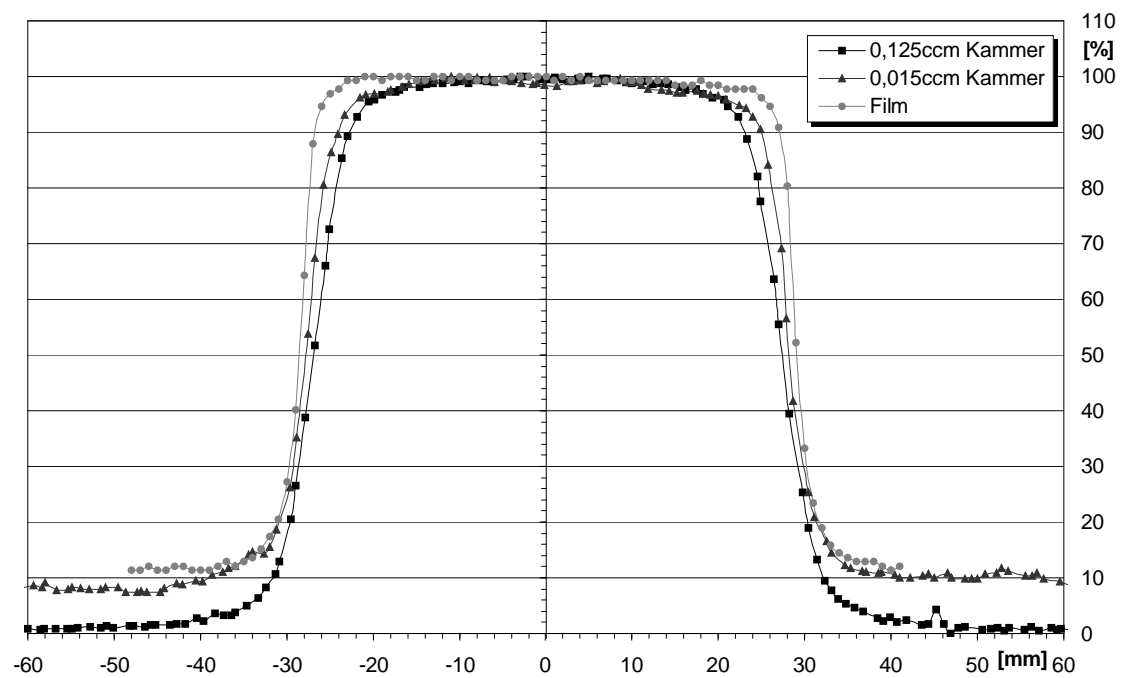


Abbildung 3.28: Vergleich von Micro-MLK R37 Querprofilen mit 58 mm Felddurchmesser. Messungen mit den 0,125 ccm bzw. 0,015 ccm Ionisationskammern erfolgen in Wasser, Filmmessungen im Plattenphantom.

Die Ergebnisse der Filmdosimetrie zeigen eine bessere Darstellung des Randabfalls bei allen untersuchten Feldgrößen. Bei den Ionisationskammern zeigt die 0,015 ccm Kammer einen steileren Randabfall als die 0,125 ccm Kammer. Die Ionisationskammermessungen führen aber im Vergleich zu den Filmmessungen generell zu einem flacheren Randverlauf und damit zu einem breiteren Halbschatten. Mit Hilfe der Filmdosimetrie werden außerhalb des Bestrahlungsfeldes höhere Dosiswerte als mit den Ionisationskammern gemessen.

3.4 Evaluierung des Micro-MLK

3.4.1 Darstellung eines Feldes

Die folgenden Abbildungen zeigen exemplarisch die Aufnahme eines Micro-MLK R21 Feldes mit 76 mm Felddurchmesser sowie das daraus ermittelte Dosisprofil in 2- und in 3-Dimensionaler Darstellung.

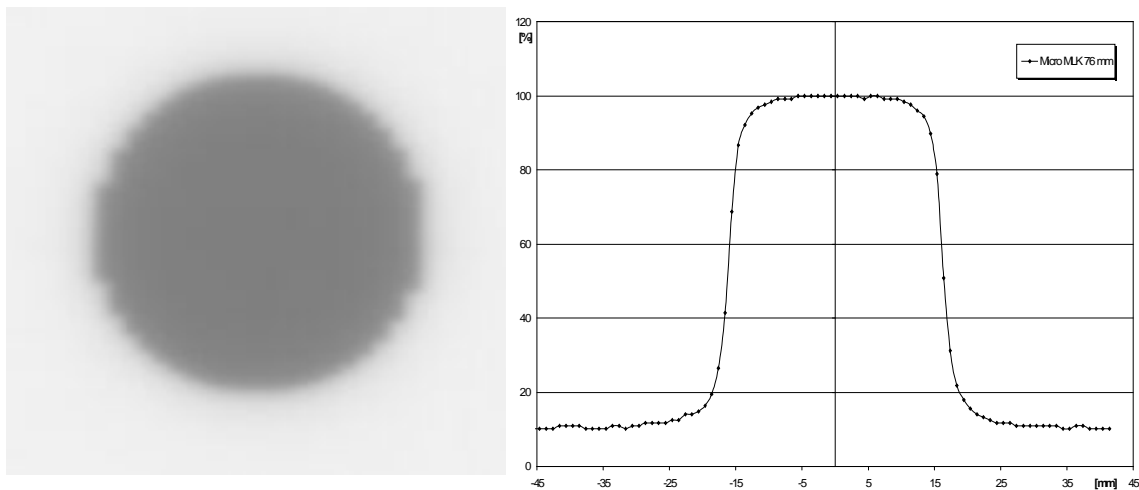


Abbildung 3.29 (rechts) und 3.30 (links): In Abb.3.29 Darstellung der Schwärzungsverteilung des 76 mm Micro-MLK R21 Feldes auf Kodak X-Omat Film (Leafs verlaufen im Bild in vertikaler Richtung (vergleiche Abb. 3.36)). Der Film wurde zwischen Module des RW3 Plattenphantoms mit jeweils 1cm Dicke platziert. Dosis: 80ME Photonenstrahlung. In Abb. 3.30 (rechts) ist das Querprofil derselben Aufnahme, ermittelt durch Laserscanner und Analysesoftware dargestellt.

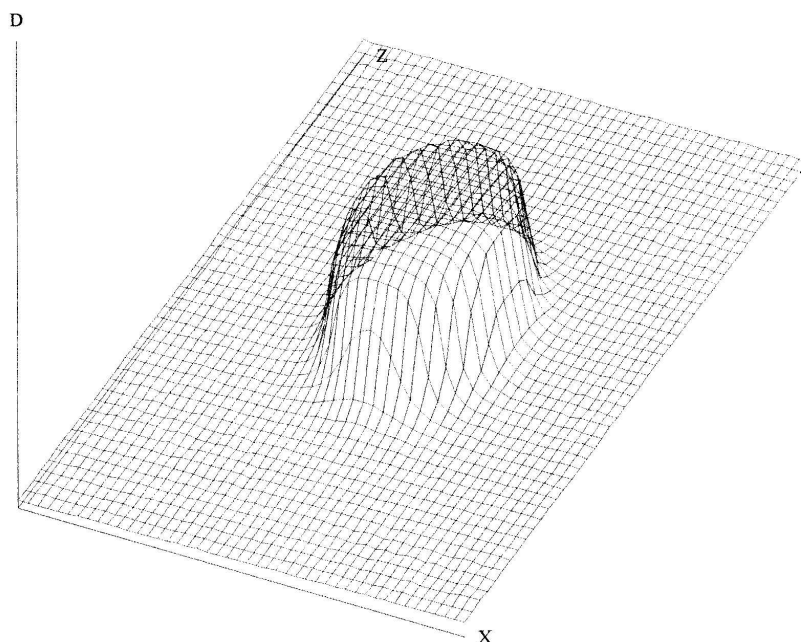


Abbildung 3.31: Gleiches Feld wie in Abb. 3.29 (Micro-MLK 76 mm) nach einlesen mit Laserscanner und dreidimensionaler Darstellung mittels MEPHYSTO-Software.

3.4.2 Vergleich Micro-MLK mit Wolframkollimator

In den Abbildungen 3.32 und 3.33 werden die Schwärzungsverteilungen für ein Wolframkollimator Feld und ein Micro-MLK Feld, beide mit der Größe 9 mm im Isozentrum, gegenübergestellt.

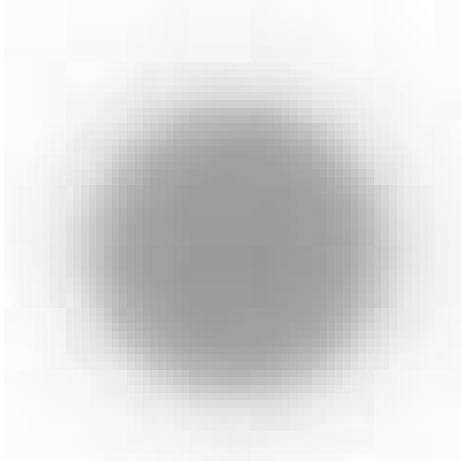


Abbildung 3.32: Wolframkollimator R5 9 mm Feld, aufgenommen mit radiographischem Film und eingelesen mit Laserscanner.

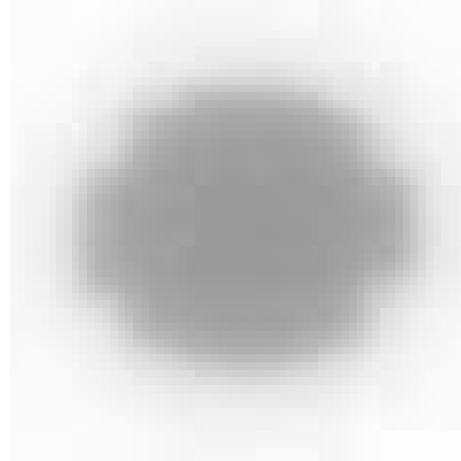


Abbildung 3.33: Micro-MLK R6 9 mm Feld, aufgenommen auf radiographischem Film und eingelesen mit Laserscanner. Die Leafs des Kollimators verliefen im Bild in vertikaler Richtung (s. Abb. 3.36)

Auf den Aufnahmen erkennt man beim Micro-MLK Feld (Abb. 3.33) ein angedeutet ellipsenförmiges Strahlenfeld. Die auf dem Bild in vertikaler Richtung verlaufenden Leafs können am rechten und linken Rand des runden Kollimatoreinsatzes nicht ganz passgenau geschlossen werden. Entsprechend ist der Durchmesser in x-Richtung (in Abb.3.36 horizontal) etwas größer als in y-Richtung (in Abbildung 3.36 vertikal). Das Micro-MLK Feld wird, durch die Auswahl der Blende bedingt, insgesamt etwas größer als das Wolframkollimator Feld (Micro-MLK 9,4 mm, Wolframkollimator 8,9 mm, die ansonsten im Text angegebenen Werte sind auf ganze Zahlen gerundet). Bei dem Wolframkollimator unterscheiden sich die gemessenen Durchmesser der 20-%-, 50-%- und 80-%-Isodose in x- und y-Richtung um maximal 0,3 mm. Das Feld erscheint makroskopisch weitgehend rund, was sich mit den gemessenen Felddurchmessern deckt. Die Messwerte für die abgebildeten Felder können aus Tabelle 3.7 entnommen werden.

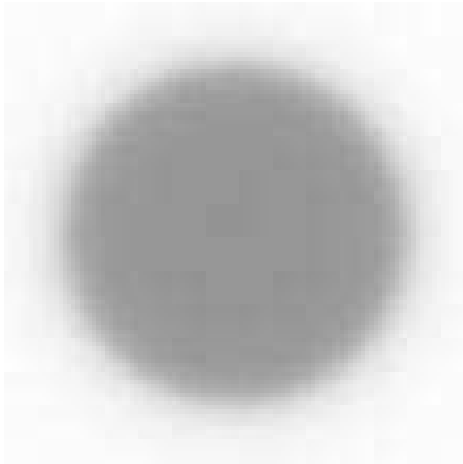


Abbildung 3.34: 20 mm Wolframkollimator R 11 Feld.

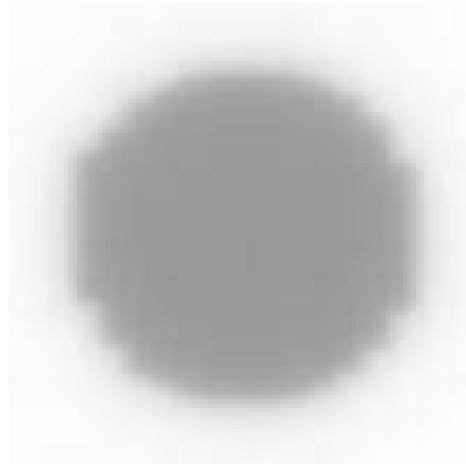


Abbildung 3.35: 20 mm Micro-MLK R13 Feld. Leafs verlaufen in vertikaler Richtung (s. Abb. 3.36).

Die Abbildungen 3.34 und 3.35 zeigen die Bestrahlungsfelder des Wolframkollimator R11 und des Micro-MLK R13 Feldes mit einem Felddurchmesser von jeweils rund 20 mm im Isozentrum. Bei dem Wolframkollimator unterscheiden sich die Durchmesser der 20-%-, 50-%- und 80-%-Isodose in x- und y-Richtung um maximal 0,3 mm. Bei dem Micro-MLK ergeben sich für die genannten Isodosen in x-Richtung bis zu 0,8 mm größere Durchmesser im Vergleich zum y-Durchmesser. Die Halbschattenbreite in y-Richtung ist um 0,2 mm größer als in x-Richtung. Vergleicht man die Halbschattenbreiten von Wolframkollimator und Micro-MLK, so erhält man in x-Richtung einen um 0,5 mm kleineren Wert für den Micro-MLK. In y-Richtung sind die Breiten gleich groß. Die beiden dargestellten Felder sind rechnerisch annähernd gleich groß.

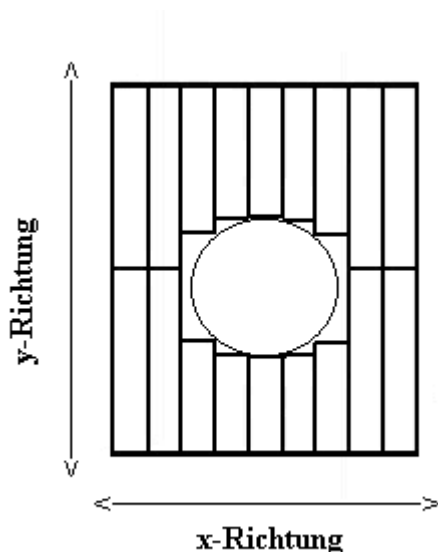


Abbildung 3.36: schematische Darstellung des Leaf-Verlaufs bei den Aufnahmen in den Abbildungen 3.29 sowie 3.32 – 3.35. Die Leafs verlaufen hierbei immer in y-Richtung (vertikal).

Feldgröße (Kollimatoreinsatz)	20-%- Isodose [mm]		50-%- Isodose [mm]		80-%- Isodose [mm]		Halbsch. Breite [mm]	
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
7,8 mm Micro-MLK R5	9,6	8,9	7,7	7,5	5,7	5,7	2,0	1,6
9,4 mm Micro-MLK R6	12,1	10,5	10,6	8,9	8,3	7,1	1,9	1,7
8,9 mm Wolframkoll. R5	11,1	10,8	9,0	8,8	6,7	7,0	2,2	1,9
20,3 mm Micro-MLK R13	21,4	21,0	19,5	19,2	17,6	16,8	1,9	2,1
19,6 mm Wolframkoll.R11	21,9	21,6	19,7	19,5	17,2	17,4	2,4	2,1

Tabelle 3.7: Durchmesser der 20%, 50% und 80% Isodose, sowie die Größe der Halbschatten für die verglichenen Kollimatoren. Messwerte ermittelt durch Filmmessungen. Jeweils zwei Messungen wurden im 90° Winkel zueinander durchgeführt (entsprechend den Abbildungen 3.29 und 3.32-3.35 in horizontaler (x) sowie in vertikaler Richtung (y)).

In den folgenden Messungen wird der Verlauf der Halbschatten der untersuchten Strahlenfelder betrachtet. Es werden die Halbschatten des Wolframkollimator R5 Feldes mit 9 mm Felddurchmesser und der Micro-MLK R5 und R6 Felder mit 8 mm respektive 9 mm Felddurchmesser (jeweils im Isozentrum) verglichen. Außerdem erfolgt ein Vergleich der Wolframkollimator R11 und Micro-MLK R13 Felder (jeweils rund 20 mm Felddurchmesser im Isozentrum). Da die berechnete Größe des Wolframkollimator R5 Feldes zwischen denen des Micro-MLK R5 und R6 Feldes liegt, werden beide Felder zum Halbschattenvergleich herangezogen, um zu zeigen, dass mögliche Abweichungen bei den MLK nicht größenbedingt sind. Bei der grafischen Darstellung der Halbschatten in den folgenden Abbildungen wird auf die 50% Isodose normalisiert.

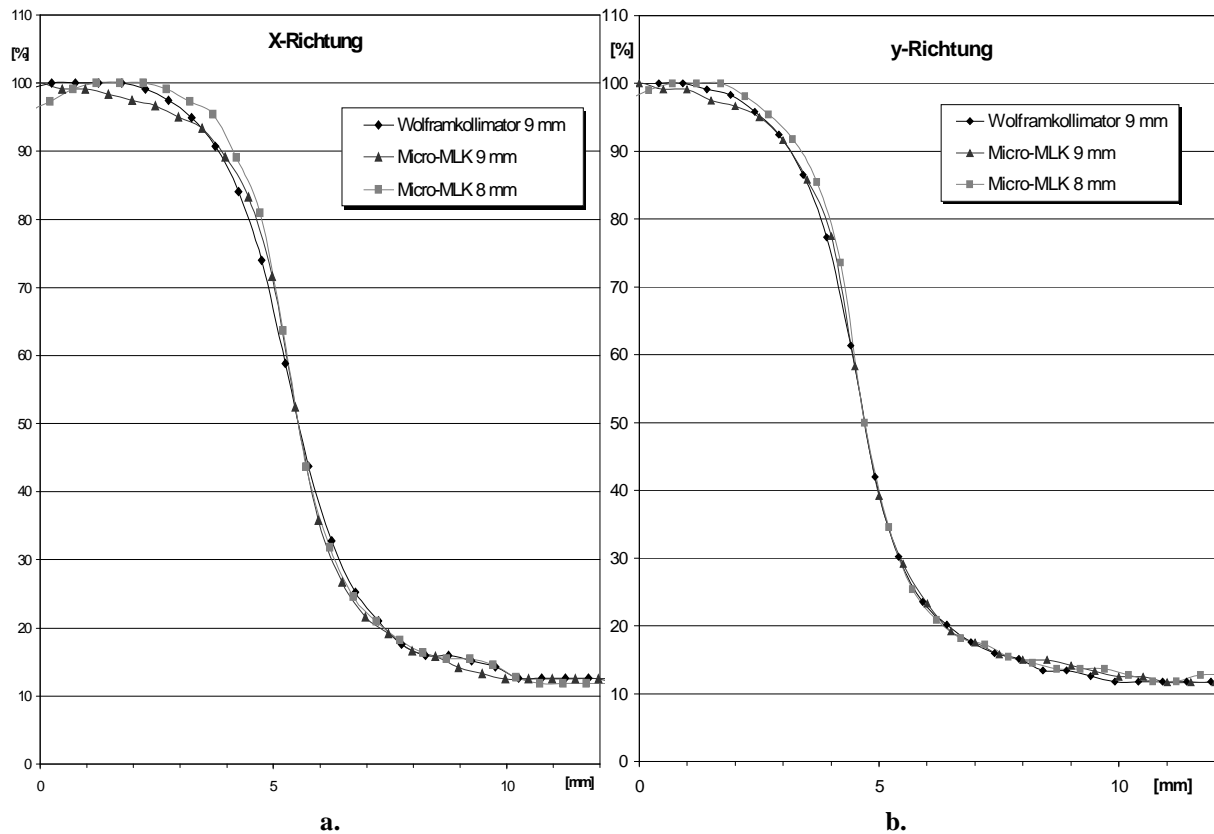


Abbildung 3.37 a. und b.: Abbildung 3.37 a. zeigt die Halbschatten der beiden Micro-MLK R5 und R6 Felder mit 8 mm bzw. 9 mm Felddurchmesser, sowie des Wolframkollimators R5 Feldes mit 9 mm Felddurchmesser bei Messung mit Film im Plattenphantom, entsprechend Abb. 3.36 in x-Richtung. Die Kurven sind auf die 50% Isodose normalisiert. Abb. 3.37 b. zeigt die gleiche Messung in y-Richtung (parallel zum Verlauf der Leafs).

Bei der Messung in x-Richtung (senkrecht zur Laufrichtung der Leafs, s. Abb. 3.36) ist der Halbschattenverlauf der beiden Micro-MLK Felder zwischen der 20% Isodose und der 80% Isodose etwas steiler, verglichen mit dem Wolframkollimator. Der Unterschied in der Halbschattenbreite beträgt maximal 0,3 mm (Micro-MLK R6). Das Dosisprofil des Micro-MLK R6 Feldes verläuft oberhalb 90% etwas flacher als bei den Vergleichsfeldern. Im unteren Dosisbereich weichen die Kurvenverläufe kaum voneinander ab. In y-Richtung zeigt sich oberhalb der relativen Dosis von 90% ein ähnliches Bild, die Halbschatten der Micro-MLK Felder sind etwas schmaler, die Differenz zum Wolframkollimator beträgt ebenfalls maximal 0,3 mm (Micro-MLK R5).

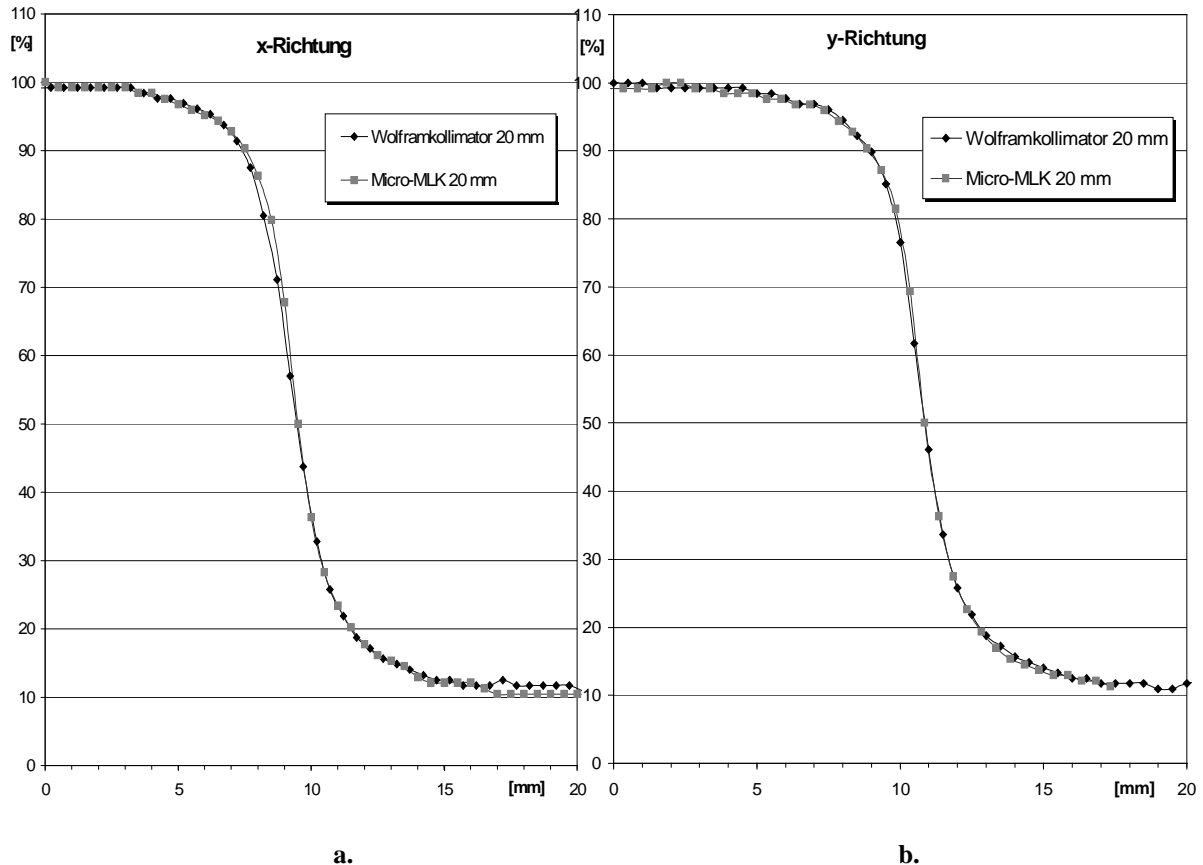


Abbildung 3.38 a. und b.: Abb. 3.45 a. zeigt die Halbschatten des Micro-MLK R13 Feldes sowie des Wolframkollimator R11 Feldes (beide 20 mm Felddurchmesser), entsprechend Abb. 3.36 in x-Richtung. Die Kurven sind auf die 50% Isodose normalisiert. Abb. 3.45 b. zeigt die gleiche Messung in vertikaler y-Richtung (parallel zum Verlauf der Leafs).

Die Vermessung der in Abbildung 3.38 gezeigten Felder in x-Richtung zeigt, wie bei den kleineren Feldern, einen etwas steileren Halbschattenverlauf des Micro-MLK Feldes. Die Halbschattenbreite ist 0,5 mm kleiner als beim Wolframkollimator. Bis zur 60% Isodose und ab der 90% Isodose verlaufen die Kurven annähernd gleich. Bei der Messung in y-Richtung zeigt sich eine Übereinstimmung der beiden Halbschattenverläufe innerhalb einer Unsicherheit von weniger als 1%.

Zur Beurteilung der Homogenität der Dosisverteilung über das gesamte Feld, wird die Symmetrie der Felder mittels Spiegelung der Querprofile am Zentralstrahl in x- und y-Richtung überprüft. Die Ergebnisse sind in den folgenden Abbildungen grafisch dargestellt.

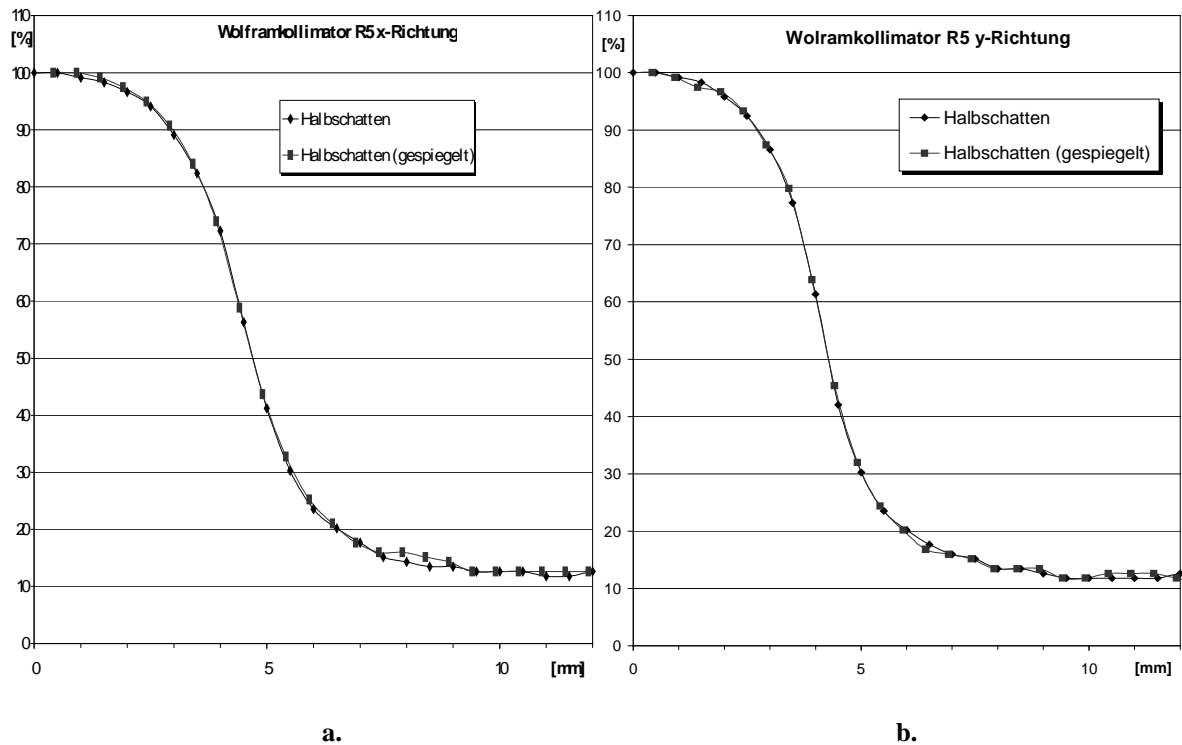


Abbildung 3.39 a. und b.: Die Abbildungen zeigen das 9mm große R5 Feld des Wolframkollimators, vermessen in x- und y-Richtung. Sie sind jeweils an der durch den Zentralstrahl gebildeten Achse (hier Y-Achse) gespiegelt.

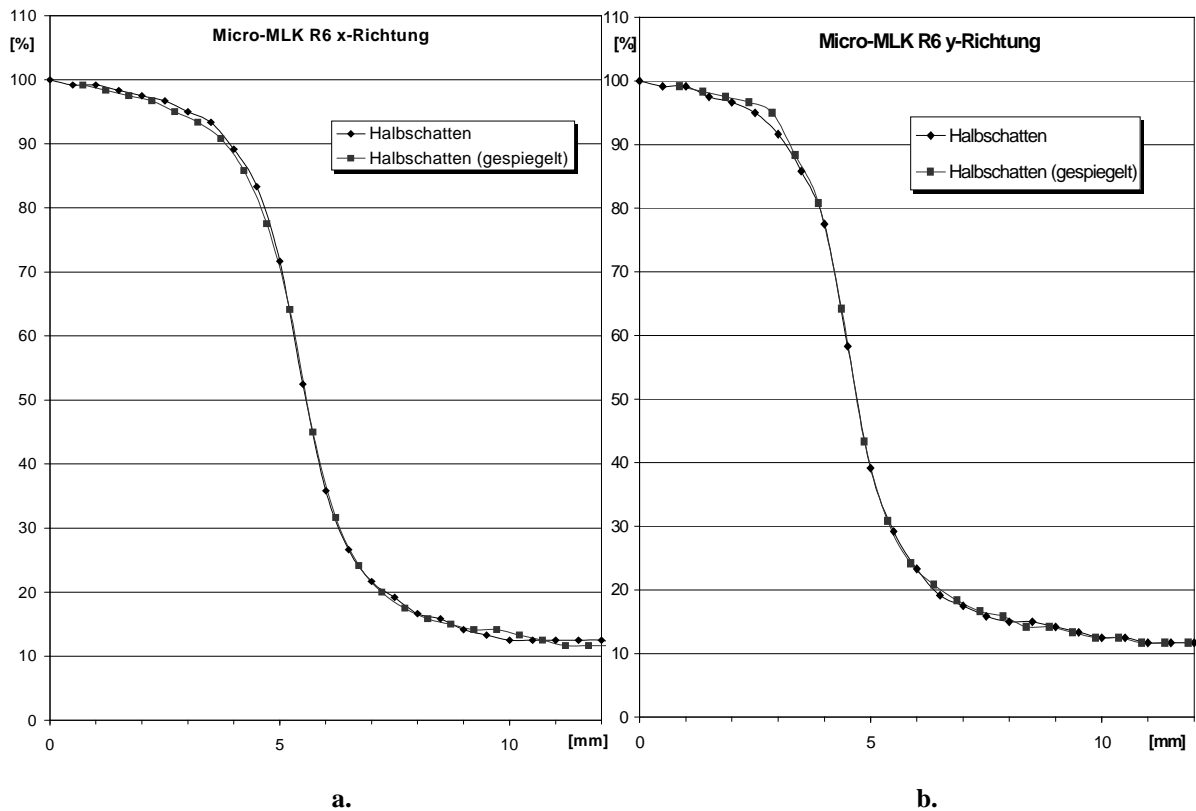


Abbildung 3.40 a. und b.: Querprofile des 9 mm großen Micro-MLK R6 Feldes, vermessen in x- und y-Richtung. In Analogie zu Abb. 3.39

Die Spiegelung der Querprofile für die x- und y-Richtung am Zentralstrahl bei dem 9 mm Wolframkollimator R5 Feld zeigt einen nahezu deckungsgleichen Verlauf der beiden Halbschatten. Lediglich im Bereich der 95-%-Isodose findet sich in x-Richtung ein etwas flacherer Anstieg des Halbschattens auf der Seite der positiven x-Achse gegenüber der gespiegelten negativen Seite. Dieser Unterschied beträgt maximal 1 %. Die beiden Halbschatten bei Vermessung in y-Richtung sind nahezu symmetrisch. Im Bereich außerhalb des Feldes sind in beiden Messrichtungen stärkere Schwankungen und relativ hohe Dosiswerte von bis zu 12 % der Maximaldosis zu erkennen.

Auch bei dem 9 mm Micro-MLK R6 Feld sind geringe Unterschiede der Messwerte im Bereich der gespiegelten negativen Seite der x-Achse zu beobachten. In x-Richtung beginnen die Abweichungen oberhalb von 70 % und weisen einen maximalen Unterschied von 1 % auf. In y-Richtung treten oberhalb von 90 % Abweichungen von maximal 3 % auf. Auch in dieser Richtung sind erhöhte Dosiswerte (ca. 12 %) außerhalb des Strahlenfeldes zu erkennen.

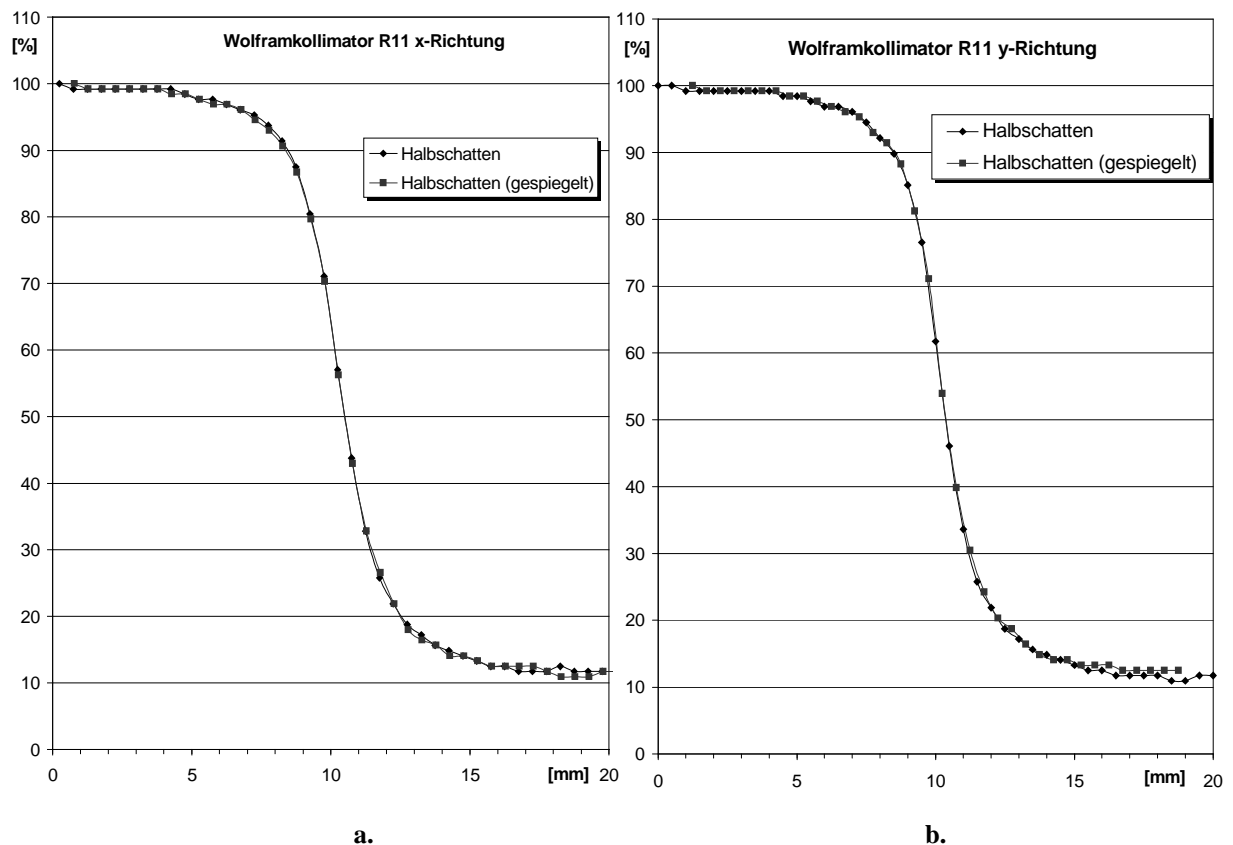


Abbildung 3.41 a. und b.: Querprofile des Wolframkollimators R11 Feldes mit 20 mm Felddurchmesser, vermessen in x- und y-Richtung. Die Kurven sind am Zentralstrahl gespiegelt.

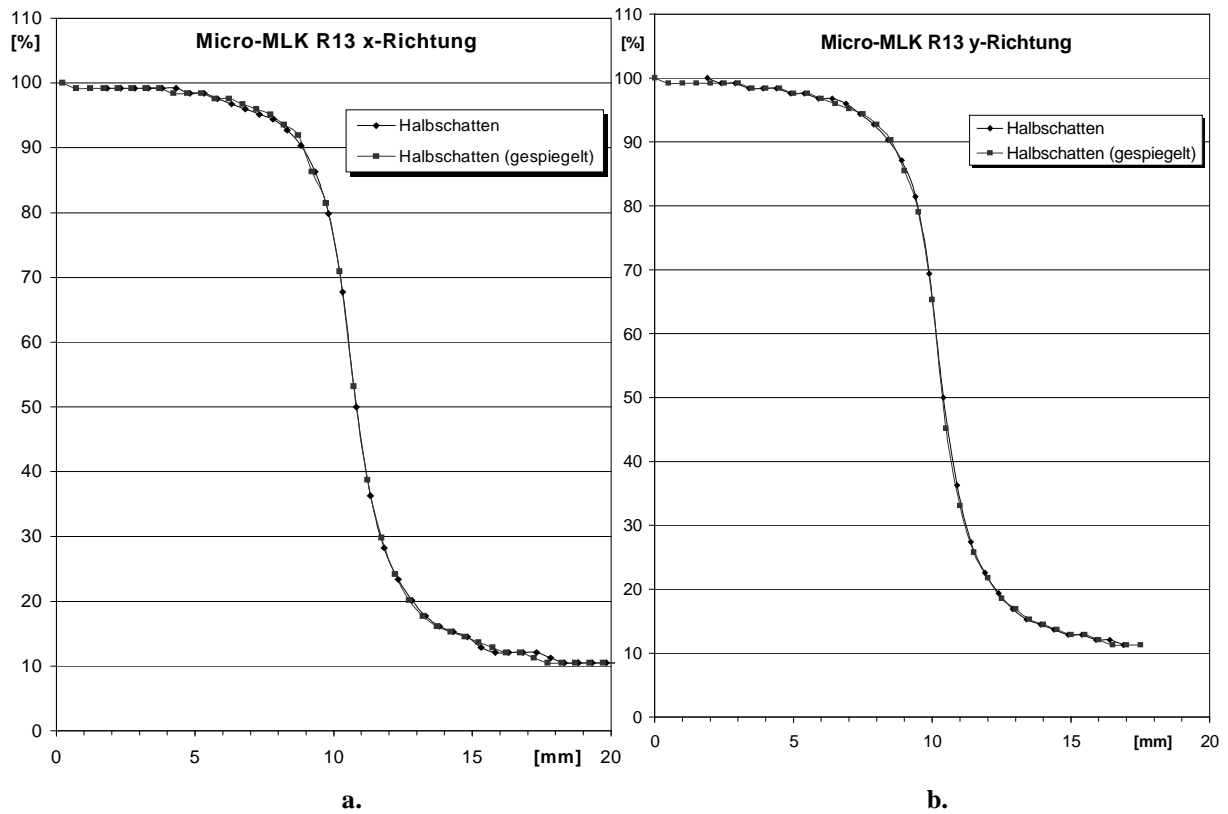


Abbildung 3.42 a. und b.: Querprofile des 20 mm großen Micro-MLK R13 Feldes, vermessen in x- und y-Richtung. Die Kurven sind am Zentralstrahl gespiegelt.

Der Symmetrievergleich des 20 mm Wolframkollimators R11 Feldes zeigt einen weitgehend identischen Halbschattenverlauf der beiden Seiten des Querprofils. Sowohl bei Messung in x- als auch senkrecht dazu in y- Richtung. Die maximale Abweichung der Verläufe ist kleiner als 1%. Gleiches gilt für die Halbschattenverläufe des 20 mm Micro-MLK R13 Feldes. Die maximale Abweichung bei Messung in x- sowie in y- Richtung beträgt auch hier weniger als 1%.

3.4.3 Vergleich mit Mini-MLK

In den Abbildungen 3.43 und 3.44 werden Filmaufnahmen des Micro-MLK R 35 und des Mini-MLK R30 mit jeweils rund 55 mm Felddurchmesser gegenübergestellt. Die Ausrichtung der Bilder erfolgt nach dem Verlauf der Leafs, der jeweils in vertikaler (y-) Richtung erfolgt.



Abbildung 3.43: Micro-MLK R 35 Feld mit 55 mm Felddurchmesser im Isozentrum. Die Kollimatorleaves verlaufen in vertikaler (y-) Richtung.



Abbildung 3.44: Mini-MLK R 30 Feld mit 55 mm Felddurchmesser im Isozentrum. Gleicher Leafverlauf wie in Abb. 3.43.

Feldgröße und Kollimator-einsatz	20-%-Isodose		50-%-Isodose		80-%-Isodose		Halbsch. Breite	
	x	y	x	Y	x	y	x	y
54,7 mm Micro-MLK R35	55,8	55,1	53,2	52,5	49,2	49,5	3,3	2,8
54,5 mm Mini-MLK R30	56,7	56,0	54,1	53,1	47,6	49,8	4,6	3,1

Tabelle 3.8: Durchmesser der 20-%-, 50-%- und 80-%-Isodose sowie die Größe der Halbschatten für das Mini- und das Micro-MLK Feld. Messwerte ermittelt durch Filmmessungen. Jeweils zwei Messungen wurden im 90° Winkel zueinander durchgeführt (entsprechend den Abbildungen 3.43 und 3.44 in horizontaler (x) sowie in vertikaler Richtung (y)).

Deutlich ist die stärkere Stufenbildung der breiteren Leafs des Mini-MLK zu erkennen. Die Kreisform des Feldes wird subjektiv weniger genau dargestellt als beim Micro-MLK. Der Unterschied der Durchmesser in x- und y-Richtung ist jedoch beim Mini-

MLK-Feld nur 0,3 mm größer als beim Micro-MLK. Auch hier werden die dosimetrischen Eigenschaften der Felder anhand von Isodosen, Halbschattenverlauf und Symmetrie verglichen. Zunächst werden die Halbschatten der zu vergleichenden Felder für x- und y-Richtung grafisch übereinandergelegt. Die dargestellten Halbschatten werden zur Vergleichbarkeit auf die 50 %-Isodose normalisiert.

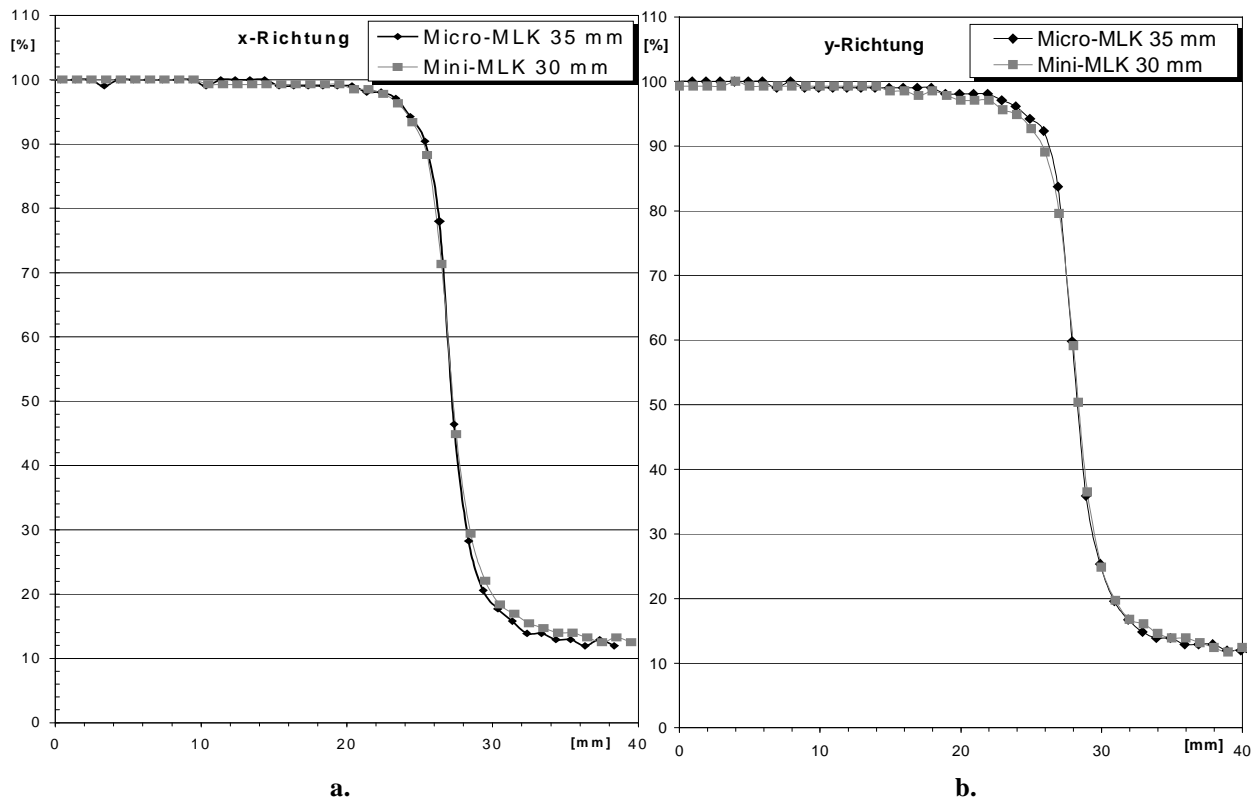


Abbildung 3.45 a. und b.: Abbildung 3.45 a. zeigt die Halbschatten des 55 mm Micro-MLK R35 und des ebenfalls 55 mm großen Mini-MLK R30 Feldes bei Messung in x-Richtung. Die Kurven sind auf die 50% Isodose normalisiert. Abb. 3.45 b. zeigt die gleiche Messung in y-Richtung (parallel zum Verlauf der Leafs). Ermittelt mit Film im Plattenphantom.

Die Halbschattenbereiche des Mini-MLK zeigen sowohl bei Messrichtung parallel (y) als auch senkrecht (x) zum Leafverlauf einen flacheren Verlauf als die des Micro-MLK. Die resultierende Verbreiterung ist in x-Richtung mit 1,3 mm etwas stärker ausgeprägt als in y-Richtung, bei welcher der Halbschatten nur um 0,3 mm breiter ist als beim vergleichbaren Micro-MLK Feld (siehe auch Tabelle 3.8). Im Übrigen ist der Verlauf des Profils in y-Richtung für den Micro-MLK im Schulterbereich etwas steiler als der des Vergleichskollimators (Abb. 3.45 b.).

Analog zum Vergleich mit den Rundlochblenden wird auch hier die Homogenität der Querverteilungen untersucht (s. Kap. 2.2.6). Die Ergebnisse sind in den folgenden Abbildungen grafisch dargestellt.

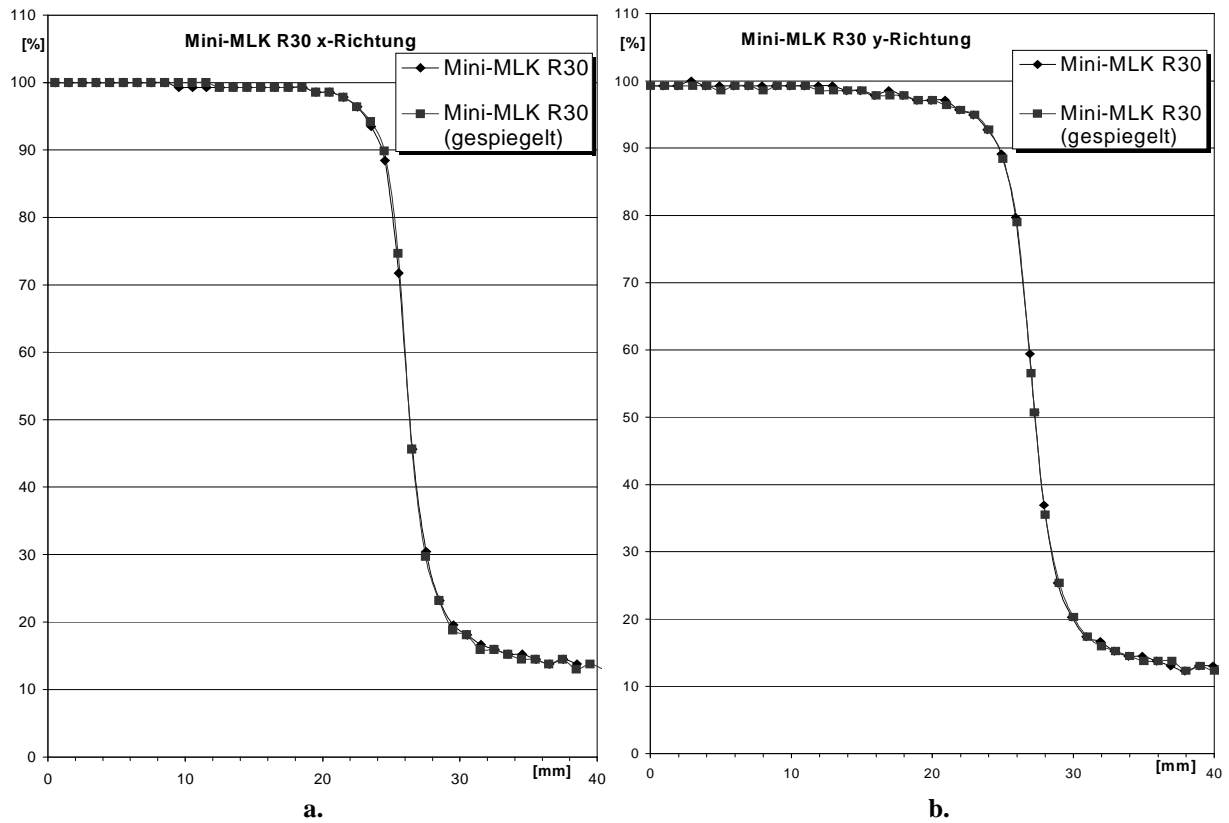


Abbildung 3.46 a. und b.: Die Abbildungen zeigen das 55 mm Mini-MLK R30 Feld vermessen in x- und y-Richtung. Die Dosiskoordinaten für negative Ortskoordinaten wurden an dem Zentralstrahl gespiegelt und zusammen mit den Messwerten für die positiven Ortskoordinaten grafisch dargestellt, zur Beurteilung der Homogenität der Dosisverteilung.

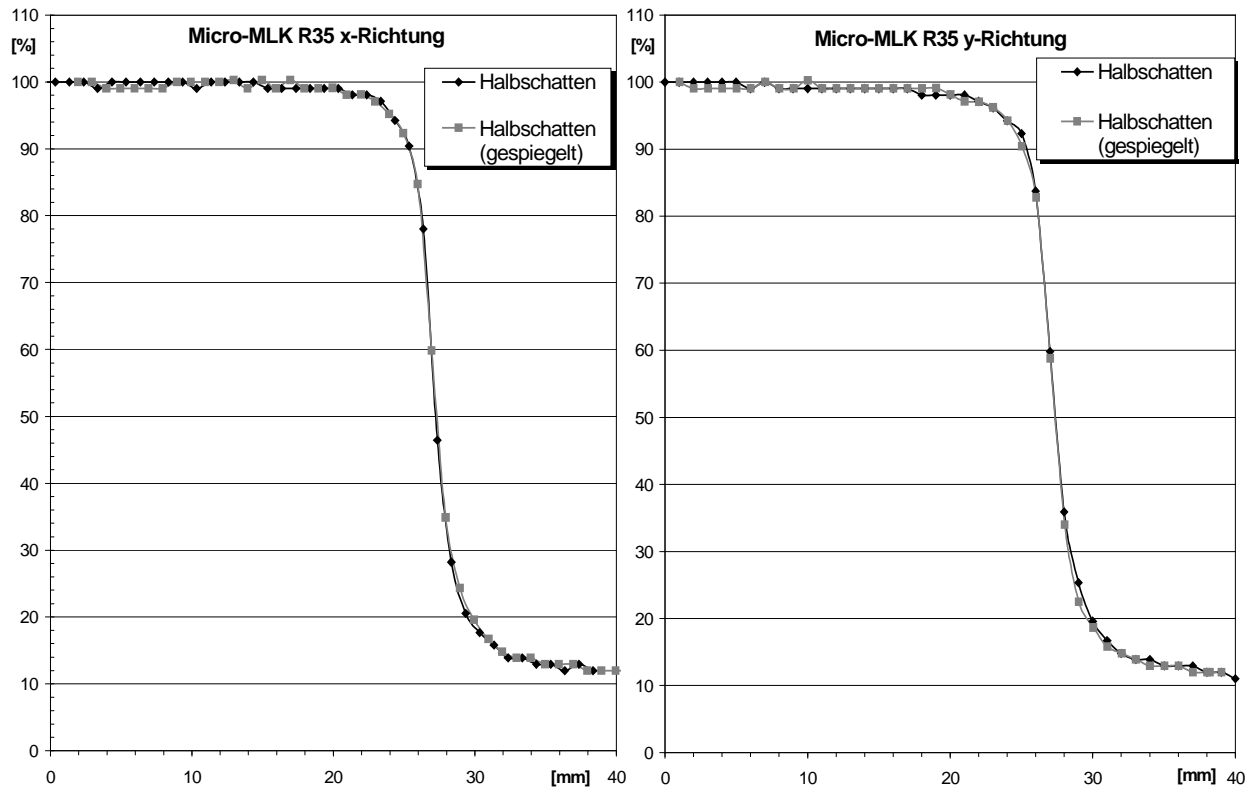


Abbildung 3.47 a. und b.: Zeigt das 55 mm Micro-MLK R35 Feld, ebenfalls vermessen in x- und y-Richtung und gespiegelt am Zentralstrahl analog zu Abb. 3.46.

Die Halbschattenverläufe des Mini-MLK weichen sowohl in x- als auch in y-Richtung um maximal 1% von einander ab. Der Unterschied der Halbschattenbreiten bei Messung in x- Richtung beträgt maximal 0,5 mm. Gleiches gilt für die Halbschatten bei Messung in y-Richtung. Die Abweichungen der Halbschattenverläufe beim Micro-MLK betragen maximal 2 %.

Um mögliche Unterschiede der Halbschattenbreiten an den Leaf-Enden im Vergleich zu den Leaf-Seiten aufzuzeigen, werden die Halbschatten der beiden senkrecht zueinander stehenden Messrichtungen verglichen. Bei Betrachtung der gemessenen Halbschattenbreiten in Tabelle 3.8 stellt man fest, dass sie für beide Kollimatoren in der Laufrichtung der Leafs (an den Leaf-Enden) kleiner sind als senkrecht dazu (an den Leaf-Seiten). Dieser Effekt ist jedoch für das Mini-MLK-Feld ausgeprägter mit einem Unterschied der Halbschattenbreiten von 1,5 mm. Für das Feld des Micro-MLK ist der Unterschied mit 0,5 mm geringer.

4. Diskussion

4.1 Dosimeter

Wie in Kapitel 2.2 beschrieben, sollte zur einfacheren Durchführung und Auswertung der Messreihen in dieser Arbeit die Filmdosimetrie zur Anwendung kommen. Zu diesem Zweck wurden vorbereitende Untersuchungen durchgeführt um die Tauglichkeit dieses Dosimetrieverfahrens für die geplanten Kollimatorvergleiche aufzuzeigen. Neben der Erstellung einer Filmkalibrierungskurve, wurde die Abhängigkeit von Filmschwärzung und Entwicklertemperatur untersucht. Filmmessungen wurden mit Ionisationskammermessungen verglichen um deren Gleichwertigkeit aufzuzeigen. Davor wurden geeignete Kammergröße und Kammerausrichtung für die vergleichenden Messungen ermittelt.

4.1.1 Filmdosimetrie

Zur Kalibrierung der Filme wird eine Gradationskurve benötigt. Wie in Kapitel 2.2.1 beschrieben wird dabei aus den gemessenen optischen Dichten die zugehörige Energiedosis bestimmt. Das Ermitteln von absoluten Dosiswerten ist aufgrund der nur teilweise linear verlaufenden Gradationskurve sowie weiterer Einflussfaktoren wie Strahlungsqualität, Filmsorte und –Charge sowie den Entwicklungsparametern umständlich und kann leicht zu Messungenauigkeiten führen <Krieger>. Deshalb wurde in dieser Arbeit nur mit relativen Dosiswerten gearbeitet.

In der eigenen Gradationskurve (Abb. 3.1) sind die in Abbildung 2.7 beschriebenen Bereiche gut zu erkennen. Der Bereich der Solarisation, dem erneuten Abfall der optischen Dichte bei sehr hohen Dosiswerten liegt jedoch außerhalb des im Diagramm dargestellten Messbereichs.

Der Linearbereich wird als Messbereich für die Filmdosimetrie angestrebt, da hier eine eindeutige Zuordnung zwischen Filmschwärzung und optischer Dichte möglich ist <Krieger>. Bei den in dieser Arbeit benutzten Kodak X-Omat V Filmen entspricht dies einer optischen Dichte im Bereich von 0,25 bis 3 und einem Dosisbereich von ca. 0,04 bis 1,35 Gray. In diesem Bereich liegen auch die für diese Arbeit angewandten Strahlendosen.

Ist die Strahlendosis und Strahlungsqualität gegeben, hängt die resultierende optische Dichte neben der Filmcharge hauptsächlich von Entwicklungsparametern wie der Entwicklungstemperatur ab <Skerhut et al.>. Der dazu durchgeführte Versuch zeigt dies auch deutlich. Vergleicht man zwei mit identischer Dosis von 80 Gy bestrahlte Filme, einmal bei 33 °C und einmal bei 39 °C entwickelt, so erhält man einen Dosisunterschied von 0,32 Gy. Der ermittelte Dosiswert wird dabei mit steigender Entwicklertemperatur größer. Das Verhältnis Entwicklertemperatur/ Filmschwärzung hat vermutlich einen linearen Verlauf innerhalb der untersuchten Temperaturdifferenz. Um diese deutliche Temperaturabhängigkeit zu umgehen, sind alle für diese Arbeit bestrahlten Filme bei konstant 34 °C entwickelt worden.

4.1.2 Ionisationsdosimetrie

In diversen Publikationen wird bei der Vermessung von Querprofilen eine unterschiedliche Ausrichtung der Ionisationskammer im Raum diskutiert <Rice et al.; McKerracher et al.; Manens et al.>. Durch Veränderung der Kammerachsenausrichtung wird versucht, eine höhere räumliche Auflösung bei der Messung von Dosisverteilungen zu erreichen. Dabei wird jedoch nur eine zum Zentralstrahl parallele Ausrichtung der Kammerlängsachse mit einer Ausrichtung verglichen, die parallel zu ihrer Bewegungsrichtung ist. Die Autoren kommen hierbei zu verschiedenen Ergebnissen. Rice et al. sehen in der Messung von Querprofilen kleiner Felder, mit einem Felddurchmesser unter 30 mm, einen Nutzen bei paralleler Anordnung der Kammer zum Zentralstrahl. Manens et al. geben für die, auch in dieser Arbeit verwendeten, 0,015 ccm Kammer bei Querprofilmessung eine Abhängigkeit der Messergebnisse von der Kammerausrichtung erst bei einem Felddurchmesser von unter 12 mm an. McKerracher und Thwaites sehen in einer Analyse verschiedener Untersuchungen eine bessere Auflösung bei paralleler Ausrichtung der Kammer zum Zentralstrahl. Diese Verbesserung der Auflösung ist jedoch nach Meinung der Autoren bei den verwendeten Ionisationskammern (PTW 0,125 ccm und 0,015 ccm) für die Querprofilmessung nicht ausreichend.

Eine alternative Anordnung der Kammer, senkrecht zum Zentralstrahl und gleichzeitig senkrecht zur Bewegungsrichtung, wie sie in dieser Arbeit zur Anwendung kommt, ist in den oben aufgeführten Arbeiten nicht untersucht worden. Diese Orientierung wird hier mit einer Ausrichtung parallel zur Bewegungsrichtung verglichen. Die Kammer

wird demnach einmal mit der Spitze zuerst und einmal seitlich in das Strahlenfeld eingeführt (s. Abb. 2.9). Dabei zeigt sich für die untersuchten Kammern eine verschiedenartige Abhängigkeit der ermittelten Halbschattenbreiten von der Ausrichtung der Kammerlängsachse. Die Querprofilmessung der 0,015 ccm Kammer zeigt bei senkrechter Ausrichtung der Kammerlängsachse zur Bewegungsrichtung (in x-Richtung) einen rund 1,1 mm kleineren Felddurchmesser (50 %-Isodose) und einen rund 0,8 mm schmaleren Halbschatten im Vergleich zur parallelen Ausrichtung zur Laufrichtung (y-Richtung). Deutlicher noch zeigt sich die Abhängigkeit von der Kammerausrichtung bei der 0,3 ccm Kammer. Hier verbreitert sich der Felddurchmesser bei Ausrichtung der Kammerlängsachse parallel zur Bewegungsrichtung um 7,3 mm. Der Halbschatten in y-Richtung ist um 1,8 mm breiter als in x-Richtung (Tab. 3.6 und Abb. 3.6).

Die den untersuchten Feldern entsprechenden Filmmessungen weisen zwar insgesamt schmalere Isodosendurchmesser auf als bei den Kammern, es zeigt sich aber für den Film eine Umkehr der Abmessungsverhältnisse. Hier ermittelt man einen breiteren Halbschatten und Felddurchmesser in x-Richtung. Die Ursache liegt an einer, wie in Kapitel 4.4 beschriebenen, ellipsenförmigen Darstellung der Rundfelder durch die MLK. Die Bereiche des Rundfeldes, die von den Leaf-Enden der MLK begrenzt werden (y-Richtung), kommen der vorgegeben Rundform näher als die an den Leaf-Seiten (x-Richtung). Sie weisen dadurch einen kleineren Durchmesser und Halbschatten auf (siehe Abbildung 1.4, Kapitel 3.4.2 und 4.4). Die Umkehr der Abmessungsverhältnisse bei der 0,015 ccm und 0,3 ccm Kammer kann folglich auf den Einfluss der Kammerausrichtung zurückgeführt werden und wäre ohne den oben beschriebenen „Ellipsen -Effekt“ noch ausgeprägter. Dies lässt sich mit der zylindrischen Form der aktiven Volumina dieser Kammern erklären. Laut Hersteller werden die Abmessungen des aktiven Volumens der 0,015 ccm Kammer mit 5 mm Länge und 2 mm Durchmesser angegeben <Gebrauchsanweisung PinPoint Kammer>. Da die Längsachse des zylindrischen Volumens mit der Längsachse der Kammer übereinstimmt, ist sie bei der Messung in y-Richtung parallel zur Laufrichtung angeordnet. Das Messvolumen erreicht also mit der Spitze zuerst das Bestrahlungsfeld. Da die Kammer bei der Dosisangabe einen Mittelwert der gemessenen Strahlendosis über die gesamte Länge des aktiven Volumens ausgibt, kommt es zu einer Verbreiterung des Halbschattens. Dieser Effekt ist entsprechend bei der Ausrichtung der Längsachse parallel zur Laufrichtung mehr ausgeprägt als bei senkrechter Anordnung zur Laufrichtung.

Bei der 0,125 ccm Kammer ist dieses Phänomen bei den eigenen Messungen nicht zu beobachten. Die Breiten der Halbschatten in x- und y-Richtung sind in den grafischen Darstellungen und bei quantitativer Messung, im Rahmen der Messgenauigkeit, identisch (siehe Abbildung 3.5 und Tabelle 3.6). Der Grund liegt in einem nahezu kugelförmigen aktiven Volumen <Leibinger Homepage>. Somit sind hier keine Einflüsse der Kammerausrichtung auf die ermittelte Halbschattenbreite zu erwarten.

Folglich sollte in der klinischen Praxis eine Ausrichtung der 0,3 ccm Kammer senkrecht zu Zentralstrahl und Bewegungsrichtung, der Ausrichtung parallel zur Bewegungsrichtung vorgezogen werden. Die Unterschiede der gewonnenen Felddurchmesser können hierbei über 7 mm und die der Halbschattenbreiten mindestens 1,8 mm betragen. Die Messwertunterschiede bei verschiedener Ausrichtung der 0,015 ccm Kammer sind mit ca. 1 mm breiterem Felddurchmesser weitaus geringer. Der Unterschied der Halbschattenbreiten von weniger als 1 mm kann vernachlässigt werden. Um jedoch eine bestmögliche Genauigkeit in dieser Arbeit zu erreichen, wurde immer eine senkrechte Ausrichtung der Kammer zu Bewegungsrichtung und Zentralstrahl gewählt. In der klinischen Praxis dürfte die unterschiedliche Ausrichtung der 0,015 ccm Kammer dagegen keine Rolle spielen. Beide untersuchten Kammerorientierungen werden hier als tauglich angesehen. Gleiches gilt für die 0,125 ccm Kammer, bei ihr sind keine Unterschiede bei den verschiedenen Ausrichtungen festzustellen.

Des Weiteren wurden zur Evaluation der nachfolgenden Filmdosimetrie vergleichende Messungen mit verschiedenen Ionisationskammervolumina durchgeführt. Es sollte nach Möglichkeit die jeweils am besten geeignete Ionisationskammer für unterschiedliche Feldgrößen gefunden werden. Diese sollten dann mit den Filmmessungen verglichen werden. Auch hier kamen wieder die 0,3 ccm, 0,125 ccm und 0,015 ccm Kammer zur Anwendung.

Mehrere Autoren haben jedoch auf die Problematik der Ionisationskammerdosimetrie bei sehr kleinen Feldern, wie sie bei stereotaktischen Bestrahlungstechniken zur Anwendung kommen, hingewiesen <Rice et al.; Heydarian et al.; Gotoh et al.; Mc Kerra-cher et al.>. So ist bei Felddurchmessern unter 30 mm bei 6 MV Photonen (wie sie auch in dieser Arbeit zur Anwendung kamen) das laterale Sekundär-Elektronen-Gleichgewicht (Kap. 2.1.3) unzureichend erfüllt. Dies führt zu Beeinflussungen der

Messwerte und macht kleinvolumige Detektoren mit höherer örtlicher Auflösung notwendig <Rice et al.>.

Des Weiteren wird von mehreren Autoren auf die Schwierigkeit hingewiesen, mit der Ionisationskammer die steilen Dosisgradienten kleiner Felder korrekt darzustellen <Rice et al.; Higgins et al.; Somiglian et al.>. Der Randabfall von Querprofilen kann zu flach und damit der Halbschatten zu breit dargestellt werden, da die gemessene Dosis stets ein Dosismittelwert über das gesamte Kammervolumen darstellt <Sibata et al.; Engler et al.; Golde et al.>. Dawson et al. berichten von einem linearen Zusammenhang zwischen ermittelter Halbschattenbreite und Kammervolumen. Da jedoch schon kleine Messfehler in der stereotaktisch geführten Radiochirurgie die Dosisapplikation beeinflussen können <Cheung et al.>, geben Higgins et al. und Bjarngard et al. die Empfehlung, dass bei Halbschattenvermessung kleiner Felder der größte Durchmesser des aktiven Messvolumens kleiner als der Felddurchmesser im Isozentrum sein sollte. Bei sehr kleinen Kammervolumina können jedoch durch Bestrahlung des Kabels zusätzliche Ladungsträger freigesetzt werden. Zu hohe Messwerte sind die Folge.

Die 0,015 ccm Kammer wurde mit ihrem sehr kleinen Messvolumen speziell für die Dosimetrie kleiner stereotaktischer Felder entwickelt. Nach Mc Kerracher et al. ist sie zur Messung von Tiefendosiscurven geeignet, solange die Kammerlänge kleiner ist als der Felddurchmesser. Mc Kerracher ist jedoch der Meinung, dass bei der Halbschattenvermessung auch diese Kammer einen zu flachen Randabfall ermittelt und somit nicht für die Messung von Halbschatten und Dosisprofilen sehr kleiner Felder geeignet ist. Er vertritt die Ansicht, dass die von Higgins et al. und Bjarngard et al. gegebenen Maximalvolumen-Empfehlungen zur präzisen Vermessung sehr kleiner Felder nicht ausreichend sind. Auch in der hier vorliegenden Arbeit wird unter anderem untersucht, inwieweit die 0,015 ccm Kammer die hier untersuchten kleinen Felder ausreichend darstellen kann (siehe Kap. 3.3.3 und 3.3.4).

Zunächst wurden jedoch in der eigenen Arbeit TPR-Kurven mit den verschiedenen Kammern ermittelt. Drei Mini-MLK Rundfelder (16 mm, 76 mm und 136 mm) kamen dabei zur Anwendung. Die Abweichung der gemessenen Dosiswerte für die verschiedenen Kammern betrug weniger als 3 % und war damit ausreichend klein.

Eine ähnliche Beobachtung wird auch in einer Arbeit von Serago et al. beschrieben. Es wird die Feststellung gemacht, dass sich zur Messung, hier von TMR-Kurven auch sehr kleiner Felder, noch Ionisationskammern mit einem aktiven Volumen von 0,6 ccm eig-

nen. TMR-Kurven (tissue maximum ratio) verhalten sich dosimetrisch ähnlich wie TPR-Kurven (siehe Fachwörterverzeichnis).

Bei der Messung der Querprofile des Mini-MLK zeigt sich bei kleiner Feldgröße (16 mm) eine deutliche Tendenz der beiden größeren Kammern den Randverlauf des Profils flacher darzustellen (s. Abb. 3.13). Die 0,015 ccm Kammer ist den anderen Kammern überlegen und zeigt bei besserer Ortsauflösung einen steileren Randverlauf. Beim größeren 76 mm Feld ist dieser Effekt nicht mehr und beim 42 mm Feld nur noch andeutungsweise zu erkennen und kann hier vernachlässigt werden. Die oben beschriebene, teilweise flachere Darstellung des Randverlaufs führt zu einer Verbreiterung des ermittelten Halbschattens und zu der häufig in der Literatur beschriebenen Abhängigkeit der gemessenen Halbschattenbreite vom Kammervolumen <Mc Kerracher et al.; Sibata et al.; Georg et al>. In der grafischen Darstellung des 16 mm Feldes in Abbildung 3.13 wird der Halbschatten mit den zwei größeren Kammern um 2,5 mm breiter angegeben.

Die aufgrund von Kabelbestrahlung bei der 0,015 ccm Kammer erhöhten Messwerte im Randbereich des Feldes liegen unterhalb der 20%-Isodose und besitzen für die Halbschattenermittlung keine Bedeutung. Laut Hersteller wird jedoch empfohlen den Anteil des sich im Strahlenfeld befindlichen Kabels so gering wie möglich zu halten <Gebrauchsanweisung Leibinger Multileaf Kollimatoren>.

Auch bei den Micro-MLK Querprofilen liefert die 0,015 ccm Kammer außerhalb der 20%-Isodose bis zu 8 % höhere Dosiswerte als die beiden anderen Kammern. Beim 8 mm Feld des Micro-MLK ist zu erkennen, dass der Halbschatten in Abbildung 3.16 qualitativ mit der 0,015 ccm Kammer schmäler ist als bei den größeren Kammern. Aus der Grafik lässt sich ein Unterschied von bis zu 2,5 mm herauslesen. Auch hier kann die 0,015 ccm Kammer den Randverlauf mit ihrem sehr kleinen aktiven Volumen am besten auflösen. Der Verbreiterungseffekt der größeren Kammern bei dem 33 mm und 58 mm Feld fällt mit maximal 1,5 mm geringer aus und kann, abhängig jedoch von der Lage kritischer Strukturen am Zielvolumen, vernachlässigt werden.

Es können folgende Schlusssätze aus den durchgeführten Kammeruntersuchungen gezogen werden. Für die TPR-Kurven-Ermittlung der Rundfelder des Mini-MLK können alle Kammern für die untersuchten Feldgrößen (16 mm – 136 mm) als geeignet angesehen werden. Die Abweichung der ermittelten Dosiswerte von weniger als 3 % ist ausreichend klein. Bei den Halbschattenmessungen des Mini-MLK ist die 0,015 ccm Kammer

für Felder kleiner als 42 mm den größeren Kammern vorzuziehen. Es lässt sich ein Unterschied der Halbschattenbreiten von bis zu 2,5 mm erkennen. Für Halbschattenermittlungen bei Micro-MLK Feldern mit einem Durchmesser kleiner als 33 mm im Isozentrum, sollte ebenfalls die 0,015 ccm Kammer vorgezogen werden. Die 0,3 ccm und 0,125 ccm Kammern ermitteln auch hier einen bis zu 2,5 mm breiterem Halbschatten. Folglich wurden zur weiteren Untersuchung der kleinen Micro-MLK und Wolframkollimator Felder nur die 0,015 ccm Kammer herangezogen.

4.1.3 Dosimetervergleich

Die Ermittlung von absoluten Dosiswerten mittels Filmdosimetrie ist aufwendig und kann leicht zu Messungenauigkeiten führen. Deshalb wird sie vor allem zur Untersuchung von relativen Dosisverteilungen herangezogen <Jaeger et al.>.

Aber auch hier sind die Ergebnisse einer Reihe von variablen Parametern unterworfen. So ist zum Beispiel zu beachten, dass sich bei Vermessung von Tiefendosiskurven mit der Schichtdicke und Feldgröße das Strahlenspektrum und damit die Qualität der Strahlung ändert. Die Exposition mit weicherer Strahlung kann, aufgrund von Filmkomponenten mit hoher Ordnungszahl, zu einer stärkeren Schwärzung des Filmes und damit zu überhöhten Werten führen <Williamson et al.; Galvin et al.>. Auch Heydarian et al. und Sibata et al. weisen in ihren Arbeiten auf die Abhängigkeit des Strahlenspektrums von der Schichttiefe und der Feldgröße hin. Für die Ermittlung von Outputfaktoren und Tiefendosiskurven wird deshalb von Gotoh et al. die Ionisationskammermessung mit Mikrokammer der Filmdosimetrie vorgezogen.

Bei den eigenen Messungen von TPR-Kurven dreier Mini-MLK Felder unterschiedlicher Größe im Plattenphantom (s. Kap. 3.3.3) zeigt sich, dass bei geringer Schichttiefe und somit größerem Anteil energiearmer Strahlung, die filmdosimetrischen Werte bis zu 10 % über denen der Ionisationskammer liegen. Am abfallenden Teil der TPR-Kurve zeigt sich bei kleiner Feldgröße, verglichen mit den Kammermessungen, eine Tendenz zu niedrigeren Werten und bei großer Feldgröße zu höheren Werten. Bei kleinen Feldern erfolgt ausschließlich eine Aufhärtung der Strahlung mit der Tiefe. Bei großen Feldern wird dieser Effekt durch das Vorhandensein eines größeren Anteils von weicherer Streustrahlung überlagert. In einer Arbeit von Mc Kerracher und Thwaites liegen die Filmmessungen beim kleineren 12,5 mm Feld, am abfallenden Schenkel um 2,5 % unter

und beim größeren 40 mm Feld um ca. 3,5 % über den Messungen der übrigen Detektoren.

Bei den Querprofilvergleichen zwischen Kammer- und Filmmessungen sieht man in der eigenen Arbeit, analog zu Mc Kerrachers Messungen eine breitere Darstellung des Halbschattens ausgewählter Micro-MLK Felder durch die Ionisationskammern (Kap. 3.3.4). Dies gilt auch für die 0,015 ccm Kammer mit ihrem sehr kleinen aktiven Volumen. Wie schon beim Vergleich der Ionisationskammern beobachtet, nimmt dieser Verbreiterungseffekt mit kleiner werdender Feldgröße zu. In den Abbildungen 3.26 - 3.28 erkennt man beim 8 mm Feld eine Halbschattenverbreiterung von 4,4 mm mit 0,125 ccm Kammer und 1,2 mm mit der 0,015 Kammer (verglichen mit Filmmessung). Beim 58 mm Feld liegt die Verbreiterung noch bei 0,8 mm für beide Kammern.

Bei der Filmdosimetrie kann man, wie bei der 0,015 ccm Kammer, im Randbereich des Feldes überhöhte Dosiswerte erkennen. Hier sind sie jedoch verursacht durch den höheren und energieärmeren Streustrahlenanteil am Feldrand <Heydarian et al.; Sun et al.; Galvin et al.>. Klein et al. empfehlen Werte unter der 10%-Isodose nur mit Vorsicht anzuwenden. Oberhalb der 20%-Isodose kann der oben genannte Einfluss jedoch vernachlässigt werden <Galvin et al.>.

Zusammenfassend sind, wie schon in Kapitel 4.1.2 erwähnt, die untersuchten Kammern für die Ermittlung vom TPR-Kurven von 16 mm – 136 mm Rundfeldern geeignet. Die Filmdosimetrie zeigt Abweichungen von bis zu 10 %. Sie kann daher in der klinischen Dosimetrie nicht für die Ermittlung von TPR-Kurven dieser Feldgrößen angewendet werden.

Bei der Vermessung von Querverteilungen und Halbschatten bietet sich jedoch die Filmdosimetrie wegen ihrer hohen Auflösung und der Ermittlung einer Dosisverteilung über eine größere Fläche an <Novotny et al.; Mota et al.>. Sie zeigt eine bessere Darstellung des Randverlaufs der Felder und wird hierfür als geeignete Methode angesehen <Sibata et al.; Gotoh et al.; Mc Kerracher et al.>. Die 0,015 ccm Kammer ermittelt mit einem bis zu 1,2 mm breiteren Halbschattenverlauf noch akzeptable Werte. Die 0,125 ccm Kammer ist mit einer Verbreiterung von bis zu 4,4 mm in der klinischen Dosimetrie für diese Aufgaben nicht geeignet.

4.2 Laserdensitometer

Der Einlese- und Auswertungsvorgang der Filmdosimeter mittels Laserscanner und MEPHYSTO-Auswertungssoftware ist einer Reihe von Variablen unterworfen. Diese könnten die Ergebnisse beeinflussen. Es handelt sich dabei um die Variablen *unterschiedliche Eingabe des Films in den Einlageschacht des Laserscanners*, *Veränderung des Vergrößerungsfaktors für das Bestrahlungsfeld* sowie *unterschiedliche Platzierung des Auswahlfensters bei Bearbeitung durch die Auswertungssoftware*. Diese wurden durch verschiedene Messreihen einer näheren Betrachtung unterzogen (Kap. 2.2.2 und 3.2). Basierend auf den Ergebnissen wurden dann Standardbedingungen für das Einlesen und Auswerten der Filmdosimeter festgelegt.

Durch wiederholtes Einlesen und Auswerten unter diesen Standardbedingungen sollte danach für die gesamte Messeinheit die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse untersucht werden.

Eine unterschiedliche Positionierung des Films im Eingabeschacht zeigt, dass das Bestrahlungsfeld bei linksbündiger Einlage etwas schmaler und höher ausfällt (-1,1 mm in x-Richtung und 1 mm in y-Richtung). Bei der rechtsbündigen Einlage liegen die Werte in beiden Richtungen etwas über denen der mittigen Einlage (maximal 0,7 mm). Bei randständiger Einlage scheint das Feld also etwas verzerrt durch den Laserscanner wiedergegeben zu werden. Eine mittige Filmeinlage ist deshalb zu bevorzugen.

Bei Vergrößerung der eingelesenen Felder mittels Auswertungssoftware zeigt sich eine Schwankungsbreite der erhaltenen Isodosendurchmesser von maximal 4 mm. Die größten Schwankungen werden bei starker Vergrößerung beobachtet (Kantenlänge des Auswahlfensters < 60 mm). Eine geringere Vergrößerung zeigt kleinere Schwankungen der ermittelten Felddurchmesser (ca. 1 mm). Ohne Vergrößerung sind Abweichungen von maximal 2 mm von den übrigen Werten zu sehen. Eine systematische Abhängigkeit der Messresultate vom Vergrößerungsfaktor ist nicht zu beobachten. Die Ursache für die verschiedenartige Beeinflussung der Ergebnisse bleibt deshalb unklar. Eine einheitliche Vorgehensweise mit Feldvergrößerung und Kantenlänge des Auswahlfensters von ≥ 60 mm ist jedoch anzustreben.

Auch beim Verschieben des vordefinierten Auswahlfensters („Region of Interest“) über dem bestrahlten Areal kommt es zu kleineren Abweichungen der Messwerte in der Größenordnung von maximal 1,4 mm, sowohl bei Verschiebung in x- als auch in y-

Richtung. Hauptsächlich ist dabei die 20%-Isodose betroffen. Eine systematische Beeinflussung ist auch hier nicht zu sehen. Da bei diesen Messungen immer das gleiche eingescannte Bild verwendet wird, sind Unterschiede bei den Ergebnissen ausschließlich dem Auswertungsprogramm anzulasten. Die Ursache bleibt auch hier unklar und eine einheitliche Vorgehensweise bei der Auswertung ist ratsam.

Aufgrund der Ergebnisse der oben aufgeführten Untersuchungen werden folgende Standardbedingungen für das Einlesen und Auswerten aller in dieser Arbeit zu analysierenden Filmdosimeter festgelegt:

- Mittiges Einlegen des Films
- Größe des Auswahlfensters für Micro-MLK und Wolframkollimator: 90 x 90 mm, für Mini-MLK: 150 x 150 mm
- Mittiges Positionieren des Auswertefensters über dem Strahlenfeld

Da die Abweichungen bei den Untersuchungen in den meisten Fällen unter 2 mm liegen, dürfte jedes Moment für sich keinen Einfluss auf die Anwendung in der klinischen Dosimetrie haben. Eine Summierung mehrerer kleiner Fehlerquellen könnte jedoch zu Abweichungen mit klinischer Relevanz führen. Dies kann durch die Einhaltung der oben genannten Standardbedingungen vermieden werden.

Die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse der gesamten Laserscanner-Software-Einheit zeigt eine Variation der 20%- und 50%-Isodosen von weniger als 1 mm. Die Messungen wurden dabei unter den vorher definierten Standardbedingungen durchgeführt. Die Reproduzierbarkeit kann demnach als gut angesehen werden und liefert eine ausreichende Messgenauigkeit, sowohl für die Zwecke in dieser Arbeit als auch für die klinische Praxis.

4.3 Phantome

Wie in den Kapiteln 1.3 und 2.2.4 beschrieben, sollen die Ergebnisse des Wasserphantoms mit denen des Ploystyrol-Plattenphantoms anhand von TPR-Kurven verglichen werden. Wenn möglich soll dabei aufgezeigt werden, dass eine Gleichwertigkeit beider Messphantome vorliegt. Ziel dabei ist es, die weitere Analyse der verschiedenen Kollimatorsysteme, aufgrund der einfacheren Handhabung mittels Plattenphantom durchführen zu können.

Bei den ermittelten TPR-Kurven ist zu beobachten, dass die Werte ab einer Tiefe von 2 cm beim Plattenphantom etwas unter denen des Wasserphantoms liegen. Dieser Effekt ist bekannt und liegt an der geringeren Ionisation von weißem Polystyrol im Vergleich zu Wasser <Gebrauchsanweisung RW3-Plattenphantom>. Mittels eines Korrekturfaktors, der von Feldgröße, Strahlungsenergie und Messtiefe abhängig ist, sind jedoch mit dem Wasserphantom vergleichbare Absolutmessungen von TPR-Kurven möglich. Dieser Korrekturfaktor berechnet sich aus dem Verhältnis zwischen gemessener Dosis im Wasserphantom und der entsprechenden Dosis im Plattenphantom, abhängig von der Messtiefe. Während vom Hersteller Korrekturfaktoren für die Feldgröße 100 x 100 mm² und 250 x 250 mm² bei verschiedenen Schichtdicken angegeben werden, untersucht man in der vorliegenden Arbeit mit Rundfeldern von 136 mm, 76 mm, 16 mm zum Teil deutlich kleinere Felder. Die Korrekturfaktoren steigen, wie auch vom Hersteller beschrieben, mit der Schichtdicke an. Gleichzeitig stellt man auch hier für Schichtdicken größer als 3 cm einen Anstieg der Korrekturfaktoren mit kleiner werdenden Feldgrößen fest. Möglicherweise liegt die Ursache an einem geringeren Anteil von Streustrahlung bei kleinen Feldern. Dadurch fällt die geringere Ionisation des Plattenphantoms stärker ins Gewicht.

Phantomvergleiche mit Querverteilungen wurden in dieser Arbeit nicht durchgeführt. Laut Hersteller des Plattenphantoms zeigen sie aber eine gute Übereinstimmung mit den Wasserphantommessungen <Gebrauchsanweisung RW3-Plattenphantom>.

Zusammenfassend ist das Plattenphantom für die Zwecke dieser Arbeit geeignet und als dem Wasserphantom gleichwertig anzusehen. Bei Bestimmung von TPR-Kurven müssen die oben genannten Korrekturfaktoren angewendet werden. Dies gilt auch für sehr kleine Bestrahlungsfelder. Alle folgenden Messungen zum Kollimatorvergleich erfolgen deshalb anhand von Plattenphantom und Filmdosimeter.

4.4 Kollimatorvergleich

Der Vergleich der Kollimatoren sollte zeigen, ob der speziell zur Definition von Feldern im Millimeterbereich entwickelte Micro-MLK bei der Erzeugung von Rundfeldern die Wolfram-Rundlochblenden ersetzen kann. Außerdem wird untersucht, wie sich der Micro-MLK zu dem ebenfalls am Hause befindlichen Mini-MLK verhält. Die Felder

werden nach den in Kapitel 2.2.6 beschriebenen Kriterien beurteilt. Es handelt sich dabei um visuelle Beurteilung der Feldform, Beurteilung der Stufenbildung durch die Leafs, Durchmesser der Isodosen in x- und y-Richtung, Breite des Halbschattens und Homogenität der Dosisverteilung. Zum Vergleich der Kollimatoren werden, analog zur Arbeit von Urie et al., Felder ausgewählt, die vergleichbare 50%-Isodosendurchmesser haben. Da für das 9 mm Rundlochfeld kein gleich großes Micro-MLK-Feld erzeugt werden kann, wird es mit zwei Micro-MLK Feldern verglichen, einem marginal Größeren und einem etwas Kleineren. Die Felddurchmesser der verglichenen Rundlochblenden und Micro-MLK Felder weisen dabei Unterschiede von maximal 1,6 mm auf.

Als rund werden Felder angesehen die sowohl subjektiv rund sind als auch gleiche Isodosendurchmesser in x- und y-Richtung besitzen. Außerdem werden die Halbschatten zum Vergleich der dosimetrischen Eigenschaften untersucht. Ein steilerer Halbschattenverlauf ermöglicht eine höhere Strahlendosis im Zielvolumen bei gleichzeitiger Schonung des umliegenden gesunden Gewebes. Das Phänomen der Stufenbildung bei MLK-Rundfeldern ist, aufgrund der endlichen Größe der Leafs, bei allen Micro-MLK-Feldern zu beobachten. Die Stellung der beiden letzten, das Strahlenfeld begrenzenden, Leafpaare kann dabei auf der linken und rechten Seite variieren. Um zu untersuchen ob dies Auswirkungen auf den Randverlauf und die Homogenität der Dosisverteilung hat, werden Querverteilungen in x- und y-Richtung gespiegelt. Bei Beeinflussung des Randverlaufs durch eine unterschiedliche Leafstellung auf beiden Seiten wird auch die Homogenität beeinflusst. Eine mögliche Beeinflussung wäre vor allem bei statischen Bestrahlungstechniken von Bedeutung <Schlegel et al.>.

Als „Idealfeld“ soll ein kreisrundes Feld, mit gleichen Isodosendurchmessern in x- und y-Richtung, ohne Stufenbildung im Randverlauf, homogener Dosisverteilung und kleiner Halbschattenbreite angesehen werden.

Bei Betrachtung der Strahlenfelder auf dem Röntgenfilm ist beim Micro-MLK Feld eine deutliche Stufenbildung, vor allem an den beiden Lateralseiten des durch die Feldschablone begrenzten Feldes zu erkennen. Die Ursache liegt darin, dass Leafs mit einer vordefinierten Breite ein Rundfeld in dessen Randbereich schlechter auflösen können. Die beiden letzten Leafpaare, die noch am rechten und linken Feldrand durch die Feldschablone offen gehalten werden, berühren teilweise die Schablone nur mit der zum Feld liegenden Kante. Dies kann zu einer ellipsenartigen Verformung des Feldes führen (Abb. 3.36). Dieser Effekt tritt, abhängig von der Feldgröße, zum Teil einseitig und zum Teil

an beiden Seiten der Plexiglasschablone auf. Dies kann im ungünstigsten Fall annähernd zwei Mal die Breite eines Leafs bedeuten. Die Bereiche der Feldschablone, auf welche die Leafs beim Schließen senkrecht treffen, werden dagegen deutlich passgenauer begrenzt. Dies kann man auch an den kleineren Werten der Isodosendurchmesser in y-Richtung erkennen (Tab. 3.7). Beim Micro-MLK kommt es im Isozentrum zu einem bis zu 1,7 mm größeren Felddurchmesser in x-Richtung (Messrichtung senkrecht zum Leafverlauf) verglichen mit Messung in y-Richtung (parallel zum Leafverlauf). Beim Feldgrößenvergleich der 8 mm bzw. 9 mm Micro-MLK Felder in Tabelle 3.7 fällt auf, dass die oben genannte ellipsenartige Verformung der Felder beim 9 mm Feld stärker ausgeprägt ist. Die Leafs stehen dabei offensichtlich ungünstiger. Bei diesem Feld wird der oben genannte maximale Unterschied der Durchmesser von 1,7 mm beobachtet. Im Vergleich dazu ist der Unterschied beim 8 mm Micro-MLK Feld 0,2 mm und beim 9 mm Rundlochblenden Feld ebenfalls 0,2 mm (jeweils im Isozentrum). Auch beim 20 mm Feld des Micro-MLK ist der gemessene Felddurchmesser in x-Richtung nur 0,3 mm größer als in senkrechter Richtung. Dies weist auf einen günstigeren Leafschluß hin.

Beim Vergleich der Halbschatten der Micro-MLK Felder mit denen der korrespondierenden Wolfram-Rundlochblenden ergibt sich eine gute Übereinstimmung mit einem maximalen Breitenunterschied von 0,5 mm (zwischen 20 mm Micro-MLK und 20 mm Rundlochblenden Feld, s. Tabelle 3.7). Die ermittelten Halbschattenbreiten der beiden Rundlochkollimatoren aus den eigenen Messungen stimmen gut mit den ermittelten Werten von Dasu et al. überein (Dasu et al.: 1,8-2,3 mm Penumbrabreite, eigene Messungen: 1,9-2,4 mm bei vergleichbarer Feldgröße).

Vergleicht man die Ergebnisse der eigenen Untersuchungsreihen, so ist sogar eine Tendenz zu etwas steileren Halbschattenverläufen bei den Micro-MLK Feldern zu erkennen. Dies würde einen Vorteil gegenüber den Rundlochkollimatoren darstellen und die Möglichkeit einer präziseren Dosisapplikation im Tumorgewebe. Das Phänomen des steileren Halbschattenverlaufs beim Micro-MLK wird auch von Cosgrove et al. beschrieben und hat seine Ursache in der kürzeren Distanz zwischen der Blendenöffnung des Micro-MLK und dem Isozentrum (Micro-MLK: 36 cm, Rundlochblende: 44 cm). Dies vermindert die Divergenz der Strahlung <Meeks et al.>. In einer Arbeit von Hartmann und Föhlisch wird die Halbschattenbreite des untersuchten ModuLeaf-MLK (MRC Systems, Heidelberg) mit durchschnittlich 3,2 mm angegeben. In der eigenen

Arbeit ist die Breite der Halbschatten mit 1,7-3,3 mm etwas geringer. Auch hier haben die geringeren Werte des Micro-MLK ihre Ursache, zumindest zum Teil in dem kürzeren Abstand zwischen Kollimatoröffnung und Isozentrum (ModuLeaf-MLK: 68,8 cm). Als nachteilig bei einer kürzeren Distanz zwischen Kollimatoröffnung und Isozentrum wirkt sich dabei jedoch die verminderte Bewegungsfreiheit des Beschleunigerkopfes um den Patienten bzw. den Beschleunigertisch aus. Diese Problematik wird von Serago et al. vor allem bei dynamischen Bestrahlungstechniken beschrieben. Bezüglich der Qualität der Halbschatten gehen diese Autoren zumindest von einer Gleichwertigkeit von Rundlochblenden und Multileaf-Kollimatoren aus. Eine Auffassung, die auch von Kubo et al., Cosgrove et al., Kulik et al. und Xia et al. vertreten wird. Urie et al. berichten jedoch bei sehr kleinen Feldern (Feldgröße < 6 mm) über einen leichten Verbreiterungseffekt der Penumbra des Micro-MLK im Bereich von stufenförmig angeordneten Leafs. Die Verbreiterung liegt hierbei in der Größenordnung von ca. 1 mm. Bei größeren Feldern, die von 5 oder mehr Leafs pro Seite definiert werden, wie dies bei allen in dieser Arbeit untersuchten Feldern der Fall ist, könne dieser Effekt jedoch vernachlässigt werden. Felder mit einem Durchmesser von mehr als 6 mm im Isozentrum sind nach den Autoren den Wolfram-Rundlochblenden gleichwertig. Der in der eigenen Arbeit erbrachte Nachweis von gleichwertigen und teilweise schmalere Halbschattenbreiten beim Micro-MLK, bestätigt diese Beobachtung.

Bei der Betrachtung der Homogenität zeigen die gespiegelten Halbschatten einer Messrichtung bei Wolfram-Rundlochkollimatoren erwartungsgemäß symmetrische Querprofile. Auch bei den Micro-MLK Feldern erkennt man weitgehend symmetrische Verläufe (s. Abb. 3.39 - 3.42 und Abb. 3.46 – 3.47). Die zum Teil unterschiedliche Leafstellung links und rechts an den Feldrändern, zeigt somit keine Auswirkungen auf die Homogenität der Dosisverteilung. Eine Beobachtung, die auch von Cosgrove et al. beschrieben wird. Auch hier führten unterschiedliche Leafstellungen des untersuchten BrainLab m3 Micro-MLK nicht zu einer signifikanten Veränderung der Randverläufe der Querprofile.

Zusammenfassend kann es bei Micro-MLK-Rundfeldern, abhängig von Feldgröße und Leafstellung zu ellipsenförmigen Feldern mit einem maximalen Unterschied der senkrecht aufeinander stehenden Durchmesser von 1,7 mm kommen. Diese Abweichungen dürften sich jedoch klinisch in vertretbarem Rahmen halten. Abweichungen von weni-

gen Zehntelmillimetern, wie zum Beispiel bei den Rundlochblenden, liegen unterhalb der Messgenauigkeit. Diese Felder können deswegen als rund angesehen werden. Die Halbschatten von Rundlochblende und Micro-MLK sind zumindest gleichwertig. Es findet sich sogar beim Micro-MLK eine Tendenz zu schmaleren Halbschatten, auch wenn die Unterschiede von maximal 0,5 mm unterhalb der Messgenauigkeit liegen (Tabelle 3.7). Dies kann sich positiv auf die klinische Anwendung auswirken, mit einer möglicherweise besseren Schonung des umliegenden Gewebes. Einflüsse unterschiedlicher Leafstellung auf Symmetrie und Homogenität der Dosisverteilung sind nicht zu beobachten. Der Micro-MLK kann folglich für die untersuchten Rundfelder als geeigneter Ersatz für die Rundlochblenden angesehen werden.

Des Weiteren stellt sich die Frage, inwieweit das Micro-MLK System auch andere Systeme zur Formung von Bestrahlungsfeldern ersetzen kann. Wie sich der Micro-MLK im Vergleich zu Cerrobend-Blöcken verhält, wird in dieser Arbeit nicht untersucht. Cheung et al. bescheinigen aber ihrem untersuchten Micro-MLK (BrainLab, München) zumindest bei der Behandlung nasopharyngealer Tumore eine Gleichwertigkeit mit Cerrobend-Blöcken. Meeks et al. beschreiben gar eine leichte Überlegenheit ihres untersuchten Miniatur-MLK Systems (Wellhofer Dosimetrie, Schwarzenbrück) gegenüber den herkömmlichen Blöcken.

In dieser Arbeit wird untersucht, in wieweit der Einsatz eines Micro-MLK, in dessen oberen Feldgrößenbereich anstelle eines Mini-MLK möglich ist und ob dessen geringere Leafbreite (2 mm gegenüber 5 mm im Isozentrum) dosimetrische Vorteile mit sich bringt. Deshalb wird die größte verfügbare Blende des Micro-MLK einem Mini-MLK Feld mit vergleichbarem Durchmesser gegenübergestellt (Micro-MLK-Feld: 54,7 mm, Mini-MLK-Feld 54,5 mm). In Untersuchungen von Wang et al. bei Prostatatumoren sowie Fiveash et al. bei Tumoren im Kopf- und Halsbereich zeigten sich die MLK mit den jeweils kleineren Leafbreiten den MLK mit größeren Leafbreiten überlegen (Wang et al.: 4 mm und 10 mm Leafbreite; Fiveash et al.: 5 mm und 10 mm Leafbreite, jeweils im Isozentrum). Bei den untersuchten IMRT-Behandlungen waren dabei höhere Tumordosen und/oder eine bessere Schonung des umliegenden gesunden Gewebes möglich. Bei einer Untersuchung von Jin et al. zeigten MLK mit kleinerer Leafbreite vor allem Vorteile bei der dynamischen Bogenbestrahlung und bei kleinen Tumervolumina (~1 ccm). Nach diesen Autoren waren bei IMRT und IMRS Bestrahlungstechniken die

Auswirkungen unterschiedlicher Leafbreite geringer (3 mm vs. 5 mm vs. 10 mm Leafbreite). Auch in einer Arbeit von Monk et al. zeigte sich bei „konventioneller“ stereotaktischer Radiotherapie der Micro-MLK mit 3 mm Leafbreite dem MLK mit 5 mm Leafbreite überlegen. Die Unterschiede wurden hier jedoch als gering eingestuft.

Anzumerken ist, dass die angeführten Untersuchungen im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit, ausschließlich auf Bestrahlungsplanungen basieren. Die tatsächlich verabreichte Dosis kann jedoch von weiteren Faktoren beeinflusst werden. Hierzu zählen die Variationen in der Patientenfixation und Atem- und damit Organbewegungen während des Bestrahlungsvorgangs <Jin et al.>. Außerdem können, wie in dieser Arbeit gezeigt, Variationen in der Penumbracharakteristik der einzelnen Kollimatoren, zum Beispiel durch Unterschiede im Abstand zwischen Kollimator und Isozentrum, die Dosisapplikation im Zielvolumen beeinflussen.

Bei den eigenen Messungen kann man bei beiden MLK eine leichte elliptische Verformung der Rundfelder auf den Messfilmen erkennen. Es zeigt sich außerdem eine deutlich stärkere Stufenbildung der breiteren Leafs des Mini-MLK. Die Kreisform des Feldes wird subjektiv weniger genau dargestellt als beim Micro-MLK. Der Durchmesser beim Mini-MLK vergrößert sich jedoch nur um maximal 0,9 mm verglichen mit dem Micro-MLK Feld (Tab. 3.8). Die breiteren Leafs scheinen hier nur geringe Auswirkung auf die Durchmesser zu haben.

Der Unterschied der senkrecht zueinander stehenden Felddurchmesser liegt beim Micro-MLK bei 0,7 mm und beim Mini-MLK bei 1 mm. In beiden Fällen ist der Durchmesser in x-Richtung kleiner (Tab. 3.8). Die Leafs liegen hier besser an den Plexiglas-Einsätzen zur Felddefinition an (s. Kap. 2.1.2). In der Bewegungsrichtung der Leafs wird folglich der angestrebte Felddurchmesser besser erreicht. Jedoch liegen auch hier die beobachteten Durchmesserunterschiede von maximal 1 mm an der Grenze zur Messgenauigkeit und können für die klinische Praxis vernachlässigt werden.

Die Kreisform des Feldes wird erwartungsgemäß durch die peripher gelegenen Leafs schlechter abgebildet. Dieser Effekt ist zwar auch beim Micro-MLK zu erkennen, jedoch wegen der kleineren Leafbreite deutlich geringer ausgeprägt (Abb. 3.43 u. 3.44).

Bei der dosimetrischen Analyse der Halbschatten zeigt sich ein etwas steilerer Verlauf der Halbschatten des 55 mm Micro-MLK R35 Feldes. Die daraus resultierende Verkleinerung der Penumbra betrug 1,3 mm in x-Richtung und 0,3 mm in y-Richtung, vergli-

chen mit dem Mini-MLK Feld. Die Ursache liegt hierbei wiederum an den unterschiedlichen Abständen zwischen Kollimatorausgang und Isozentrum. Dieser ist mit 36 cm beim Micro-MLK geringer als beim Mini-MLK (45 cm). Wie bereits weiter oben in diesem Kapitel dargelegt, vermindert sich bei kleinerem Abstand zwischen Kollimatoröffnung und Isozentrum die Strahlendivergenz, der Halbschatten wird dabei schmaler.

Die Untersuchung zur Homogenität zeigt für beide Kollimatoren eine gute Übereinstimmung der Halbschattenverläufe am rechten und linken Feldrand. Beide Kollimatoren erzeugen eine homogene Dosisverteilung für die untersuchten Felder. Auch bei diesen Feldern liegt eine unterschiedliche Stellung der letzten, das Feld begrenzenden Leafs, am linken und rechten Feldrand vor (Abb. 3.43 u. 3.44). Die Querverteilungen sind jedoch symmetrisch, was gegen einen Einfluss dieser unterschiedlichen Leafstellung auf die Dosisverteilung spricht (s. Abb. 3.46 und 3.47).

Bei der Betrachtung möglicher Unterschiede der Penumbra breiten an den Leaf-Seiten im Vergleich zu den Leaf-Enden zeigt sich beim 55 mm Mini-MLK Feld eine Differenz der senkrecht zueinanderstehenden Halbschattenbreiten von 1,5 mm. Die Penumbra ist an den Leaf-Seiten (in x-Richtung) breiter als an den Leaf-Enden (y-Richtung). Beim 55 mm Micro-MLK Feld ist der Halbschatten ebenfalls an den Leaf-Seiten etwas breiter als an den Leaf-Enden, wenn auch etwas geringer ausgeprägt als beim Mini-MLK. Hier beträgt der Unterschied nur 0,5 mm und liegt unterhalb der Messgenauigkeit. Der Unterschied beim Mini-MLK ist jedoch etwas größer. Er legt den Verdacht nahe, dass eine bauartbedingte Beeinflussung der Halbschattenbreiten vorliegt, mit etwas größeren Werten an den Leaf-Seiten.

Bei einer Untersuchung der Halbschattenbreiten durch Meeks et al. wird, hier jedoch an einem Miniatur-MLK (Wellhofer Dosimetrie, Schwarzenbrück), ebenfalls ein etwas breiterer Halbschatten an den Leaf-Seiten, verglichen mit den Leaf-Enden beschrieben. Dieses Phänomen wird von den Autoren hauptsächlich mit dem elliptischen Fokus des verwendeten Philips SL75/5 Linearbeschleunigers erklärt. Die Unterschiede bewegten sich jedoch im Zehntelmillimeter Bereich und sind damit zu vernachlässigen.

In der eigenen Arbeit sind die mit dem Siemens KD2 erzeugten Wolframkollimatorfelder rund und weisen gleiche Halbschattenbreiten an verschiedenen Stellen des Feldes auf. Dies spricht gegen einen elliptischen Fokus dieses Beschleunigers.

Zusammenfassend wird bei visueller Beurteilung der verglichenen Micro- und Mini-MLK-Felder die Kreisform besser mit dem Micro-MLK erreicht. Vor allem an den letzten, das Feld auf beiden Seiten begrenzenden Leafs erkennt man eine deutlichere Stufenbildung beim Mini-MLK. Bei den untersuchten Feldern hat der maximale Feldgrößenunterschied von 0,9 mm jedoch keine Auswirkung auf die Praxis.

Bei beiden Kollimatoren wird der angestrebte Felddurchmesser besser in y-Richtung (parallel zum Leafverlauf) erreicht. Die Unterschiede von bis zu 1 mm können doch für die klinische Praxis vernachlässigt werden. Der Micro-MLK hat einen günstigeren Halbschattenverlauf aufgrund des kürzeren Abstandes zwischen Kollimatoröffnung und Isozentrum und ist bis zu 1,3 mm schmaler als beim Mini-MLK Feld. Dies kann, bei sehr kleinen Tumervolumina und der unmittelbaren Nachbarschaft kritischer Organe in der klinischen Anwendung eine Rolle spielen. Beide Kollimatoren erzeugen homogene Dosisverteilungen. Eine Beeinflussung durch unterschiedliche Leafstellungen an den beiden Feldrändern liegt nicht vor. Die unterschiedlichen Verhältnisse zwischen Leaf-Enden und Leaf-Seiten führen beim Mini-MLK zu einem 1,5 mm breiteren Halbschatten an den Leaf-Seiten. Dieser Effekt ist zwar als gering einzustufen, stellt aber einen Vorteil für den Micro-MLK dar, bei welchem ein solcher Einfluss nicht eindeutig nachweisbar ist. Folglich ist der Micro-MLK bei den untersuchten Rundfeldern, vor allem aufgrund der besseren Halbschattencharakteristik, dem Mini-MLK vorzuziehen.

5. Zusammenfassung

Hintergrund: Die Strahlentherapie sehr kleiner ZNS-Tumore, die eng von kritischem Gewebe umgeben sind, stellt hohe dosimetrische und apparative Anforderungen an die Präzision von Planung und Strahlenapplikation. Speziell dafür entwickelte Kollimatoren zur Feldeinblendung sollen bei möglichst hoher Dosis im Tumervolumen eine gleichzeitig größtmögliche Schonung des umliegenden gesunden Gewebes ermöglichen.

Problemstellung: Die zur Felddefinition gebräuchlichen Wolfram-Rundloch-kollimatoren mit fixen Blendendurchmessern erfordern einen hohen apparativen Aufwand, da für jede Feldgröße ein eigener Kollimatoreinsatz zur Verfügung stehen muss.

Fragestellung/ Hypothese: In dieser Arbeit wird untersucht, ob dosimetrisch gleichwertige Strahlenfelder durch einen Micro-Multileaf-Kollimator mit kleiner Leafbreite und flexibler Feldeinblendung erzeugt werden können, mit dem Ziel die Rundlochblenden zu ersetzen und den apparativen Aufwand zu vermindern. Des weiteren wird untersucht, ob der Einsatz des Micro-MLK anstelle des Mini-MLK mit größerer Leafbreite dosimetrische Vorteile mit sich bringt.

Material und Methoden: Bestrahlungsfelder erzeugt mit einem Leibinger Micro-Multileaf-Kollimator (Micro-MLK, 2 mm Leafbreite im Isozentrum) mit 8 mm, 9 mm und 20 mm Felddurchmesser werden auf ihre Gleichwertigkeit mit den Feldern eines Wolfram-Rundloch-kollimators (9 mm und 20 mm Felddurchmesser im Isozentrum) verglichen. Die Vergleiche erfolgen anhand von Tiefendosiskurven und Dosisquerverteilungen. Besonderes Augenmerk wird auf die speziellen dosimetrischen Anforderungen bei sehr kleinen Strahlenvolumina gelegt. Vor den vergleichenden Messungen wird die notwendige dosimetrische Messausrüstung in Form von Wasserphantom, PTW RW3 Plattenphantom, PTW Ionisationskammern unterschiedlicher Größe (0,3 ccm, 0,125 ccm; 0,015 ccm), Kodak X-Omat V Filmdosimeter und PTW Lumisys LS 50 Laserdensitometer einer eingehenden Evaluierung unterzogen. Die erforderlichen Dosismessverfahren sollen optimiert und möglichst vereinfacht werden. Das Plattenphantom soll zur Vereinfachung der Messungen nach Möglichkeit das Wasserphantom ersetzen.

Ergebnisse/ Diskussion: Die dosimetrischen Eigenschaften des Micro-MLK entsprechen denen der Rundlochblenden, trotz technisch vorgegebener Breite der Leafs, die zu Stufenbildung und ellipsenförmigen Veränderung der angestrebten Rundfelder führen

können. Diese Abweichungen halten sich doch in einem für die klinische Anwendung akzeptablen Rahmen. Der Micro-MLK weist, aufgrund der kürzeren Entfernung zwischen Blendenausgang und Isozentrum, kleinere und damit dosimetrisch günstigere Halbschattenbreiten als die Rundlochblende auf. Dem steht jedoch eine möglicherweise eingeschränkte Bewegungsfreiheit des Bestrahlerkopfes bei dynamischen Bestrahlungstechniken gegenüber. Der Vergleich des Micro-MLK mit dem Mini-MLK zeigt generell schmalere Halbschatten beim Micro-MLK. Er bietet damit die Möglichkeit einer besseren Schonung umliegender kritischer Strukturen. Im Übrigen finden sich jedoch gleiche dosimetrische Eigenschaften der beiden Kollimatorsysteme. Das zur Dosimetrie verwendete RW3 Plattenphantom liefert, nach Einbeziehung eines von Feldgröße und Messorttiefe abhängigen Korrekturfaktors, dem Wasserphantom gleichwertige Ergebnisse für TPR-Kurven. Es ist für die Dosismessung kleiner Felder geeignet und vereinfacht diese teilweise. Bei der Querprofilvermessung durch die Ionisationskammern werden bei kleinen Mini-MLK Feldern (<42 mm) und bei Micro-MLK Feldern mit der 0,125 ccm und der 0,3 ccm Kammer breitere Halbschatten ermittelt als mit der 0,015 ccm Kammer. Diese kann bei kleinen Mini-MLK Feldern sowie bei den Micro-MLK Feldern den Halbschatten besser auflösen. Die Filmdosimetrie zeigt, im Vergleich zu den untersuchten Ionisationskammern, die beste Auflösung und wird für die Querprofilvermessung und Halbschattenbestimmung mit Relativdosen oberhalb der 20%-Isodose als geeignete Methode angesehen.

Schlussfolgerungen: Der Micro-MLK ist für Rundfelder, die wie bei den hier untersuchten Feldern von mehr als 5 Leafs pro Seite begrenzt werden, zumindest als gleichwertige Alternative zu herkömmlichen Rundlochblenden in der stereotaktischen Konformationsstrahlentherapie anzusehen. Nach den hier gewonnenen Ergebnissen ist ein Ersatz von Mini-MLK Rundfeldern, die auch mit einem Micro-MLK erzeugt werden können, anzustreben. Das RW3 Plattenphantom ist für die Dosimetrie kleiner Felder geeignet.

Ausblick: Ein Ersatz von Wolfram-Rundlochblenden durch Multileaf-Kollimatoren in der klinischen Praxis hängt auch von deren Einsetzbarkeit bei dynamischen Bestrahlungstechniken, wie zum Beispiel der dynamischen Konvergenzbestrahlung ab. Dies könnte Gegenstand weiterführender Untersuchungen sein.

Literaturverzeichnis

Betriebsanweisung FIPS Plus Densitometer

Physikalisch-Technische Werkstätten Dr Pychlau, 79115 Freiburg i. Br., 1994

Björngard, B. E.; Tsai, J.-S.; Rice, R. K.

Doses on the central axes of narrow 6MV x-ray beams

Med. Phys. 17 (1990) 794-9

Cadman, Patrick

Use of CEA TVS film for measuring high energy photon beam dose distributions

Med. Phys. 25 (8), 0094-2405, 1998

Cheung, J. Y. C.; Yu, K. N.; Yu, C. P.; Ho, R. T. K.

Montecarlo calculation of single-beam dose profiles used in gamma knife treatment planning system

Med. Phys. 25 (1998) 1673-5

Cheung, K.Y.; Choi, P. H. K.; Chau, R. M. C.; Lee, L. K. Y.; Teo, P. M. L.; Ngar, Y. K.

The roles of multileaf collimators and micro-multileaf collimators in conformal and conventional nasopharyngeal carcinoma radiotherapy treatments

Med. Phys. 26 (1999) 2077-2085

Cosgrove, V. P.; Jahn, U.; Pfaender M.; Bauer, S.; Budach, V.; Wurm, R. E.

Commissioning of a micro multi-leaf collimator and planning system for stereotactic radiosurgery

Radiotherapy and Oncology 50 (1999) 325-336

Das, I.J.; Downes, M.B.; Corn, B.W.; Curran, W.J.; Werner-Wasik, M.; Andrews, D.W.

Characteristics of a dedicated linear accelerator-based stereotactic radiosurgery-radiotherapy unit

Radiotherapy and Oncology 38 (1996) 61-68

Dasu, A.; Lofroth, P.-O.; Wickman G.

Liquid ionization chamber measurements of dose distributions in small 6MV photon beams

Phys. Med. Biol. 43 (1998) 21-36

Dawson, D. J.; Harper, J. M.; Akinradewo, A. C.

Analysis of physical parameters associated with the measurement of high-energy x-ray penumbra

Med. Phys. 11 (1984) 491-7

Deutsches Institut für Normenforschung, Normenausschuß Radiologie

DIN 6400, Dosismessverfahren in der radiologischen Technik, Teil 4:Filmdosimetrie

Beuth Verlag, Berlin/Köln, Juni 1980

Engenhardt, R.; Wowra, B.; Kimmig, B.; Höver, K.H.; Kunze, St.; Wannenmacher, M.

Stereotaktische Konvergenzbestrahlung: Aktuelle Perspektiven auf der Grundlage klinischer Ergebnisse

Strahlentherapie und Onkologie 168 (1992) 245-259

Engenhardt, R.; Kimmig, B.N.; Höver, K.-H.; Wowra, B.; Romahn, J.; Lorenz, W.J.; van Kaick, G.; Wannenmacher, M.

Long-term follow-up for brain metastases treated by percutaneous stereotactic single highdose irradiation

Cancer 71 (1993) 1353-1360

Engler, M. J.; Jones, G. L.

Small-beam calibration by 0,6- and 0,2- ccm ionization chambers

Med. Phys. 11 (1984) 822-826

Fan, C.J.; Devanna, W.G.; Leybovich, L.B.; Kurup, R.G.; Hopkins, B.J.; Melian, E.; Anderson, D.; Glasgow, G.P.

Dosimetry of very-small (5-10mm) and small (12,5-40 mm) diameter cones and dose verification for radiosurgery with 6-MV x-ray beams

Stereotact. Funct. Neurosurg. 67 (1996-97) 183-197

Fiveash, J.B.; Murshed, H.; Duan, J.; Hzatt, M.; Caranto, J.; Bonner, J.A.; Popple, R.A.

Effect of multileaf collimator leaf width on physical dose distributions in the treatment of CNS and head and neck neoplasms with intensity modulated radiation therapy

Med. Phys. 29 (6) (2002) 1116-1119

Fritz-Niggli, Hedi

Strahlengefährdung / Strahlenschutz

Hans Huber Verlag, Bern; 4. Auflage; 1997

Galvin, J. M.; Smith, A. R.; Moeller, R. D.; Goodman, R. L.; Powles, W. D.; Rubenstein, J.; Solin L.J.; Michael, B.; Needham, M.; Huntzinger, C. J.; Kligerman, M. M.

Evaluation of multileaf collimator design for a photon beam

Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 23 (1992) 789- 801;

Galvin, J. M.; Smith, A. R.; Lally, B.

Characterization of a multileaf collimator system

Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 25 (1993) 181-192

Gebrauchsanweisung: Leibinger Multileaf Kollimatoren

“Dose Data Acquisition for Multileaf Collimators“ TIP-590

Leibinger, Freiburg

Gebrauchsanweisung: 0,015 ccm PinPoint-Kammer Typ 31006

Physikalisch-Technische Werkstätten, Dr Pychlau, 79115 Freiburg i. Br.

Gebrauchsanweisung RW3-Plattenphantom Typ 29672

Physikalisch-Technische Werkstätten, Dr Pychlau, 79115 Freiburg i. Br.; (2003)

Georg, D.; Julia, F.; Briot, E.; Huyskens, D.; Wolff, U.; Dutreix, A.

Dosimetric comparison of an integrated multileaf-collimator versus a conventional collimator

Phys. Med. Biol. 42 (1997) 2285-2303

Georg, D.; Wolff, U.; Hartl, R. F. E.; Moitzi, J.; Haverkamp, U.; Pötter, R.

Commissioning of a Micro-Multileaf Collimator

Controversies in Neuro-Oncology; Front Radiat. Ther. Oncol. 33; Basel; Karger (1999) 51-63

Golde, G.; Mischel, M.; Grege, G.

Dosimetrie und Bestrahlungsplanung bei stereotaktischer Konvergenzbestrahlung

Z. Med. Phys. 3 (1993) 150-155

Gotoh, Shinichi; Makoto Ochi, Nobuyuki Hayashi, Shigetomo Matsushima, Takatoshi Uchida, Shiro Obata, Kazunori Minami, Kuniaki Hayashi, Takayuki Matsuo, Mitsuto Iwanaga, Akio Yasunaga, Shobu Shibata

Narrow photon beam dosimetry for linear accelerator radiosurgery

Radiotherapy and Oncology 41 (1996) 221-224

Hartmann, G.H.; Schlegel, W.; Sturm, V.; Kober, B.; Pastyr, O.; Lorenz, Eng. and W.J.

Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility

Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 11 (1985) 1185-1192

Hartmann, G.H.; Föhlisch, F.

Dosimetric characterization of a new miniature multileaf collimator

Phys. Med. Biol. 47 (2002) 171-177

Heydarian, M.; Hoban, P. W.; Beddoe, A. H.

A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery

Phys. Med. Biol. 41 (1996) 93-110

Higgins, P. D.; Sibata C. H.; Siskind, L.; Sohn, J.W.

Deconvolution of detector size effect for small field measurement

Med. Phys. 22 (1995) 1663-1666

Hoffmann, H.; Heitmann, H.

GK2 Radiologie mit Kurzlehrbuch

VCH Verlagsgesellschaft, Weinheim; 4. Auflage (1988) S.32

Huber, P.E.; Debus, J.; Latz, D.; Zierhut, D.; Bischof, M.; Wannenmacher, M.; Engenhart-Cabillic, R.

Radiotherapy for advanced cytic carcinoma: neutrons, photons or mixed beam?

Radiotherapy and Oncology 59 (2001) 161-167

International Commission of Radiation Units and Measurements

ICRU Report 50, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy

Oxford University Press (1993)

Jaeger, R. G.; Hübner, W.

Dosimetrie und Strahlenschutz

Thieme Verlag, Stuttgart; 2. Auflage; 1974

Jin, J.-Y.; Yin, F.-F.; Ryu, S.; Ajlouni, M.; Kim, J. H.

Dosimetric study using different leaf-width MLCs for treatment planning of dynamic conformal arcs and intensity-modulated radiosurgery

Med. Phys. 32 (2) (2005) 405-411

Klein, E. E.; Harms, W. B.; Low, D. A.; Willcut, V.; Purdy, J. A.

Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: dosimetry, networking, simulation and quality assurance

Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 33 (1995) 1195-1208

Krieger, H.

Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz; Band 1+2

Teubner Verlag, Stuttgart, 1997

Kubo, H. D.; Pappas, C. T. E.; Wilder, R. B.

A comparison of arc-based static mini-multileaf collimator-based radiosurgery treatment plans

Radiotherapy and Oncology 45 (1997) 89-93

Kubo, H. D.; Wilder, R. B.; Pappas, C. T. E.

Impact of collimator leaf width on stereotactic radiosurgery and 3D conformal radiotherapy treatment plans

Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 44 (1999) 937-945

Kulik, C.; Caudrelier, J.-M.; Vermandel, M.; Castelain, B.; Maouche, S.; Ruosseau, J.

Conformal radiotherapy optimization with micromultileaf collimators: comparison with radiosurgery techniques

Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Vol. 53 No.4 (2002) 1038-1050

Leibinger Homepage:

http://www.leibinger.net/pages/products/neuro/rathera/rat_pro.htm

Leibinger

Dose Data Acquisition for Multileaf Collimators

TIP-590, July 1997

Leksell, L.

The stereotaxis method and radiosurgery of the brain

Acta Chir. Scan. 102 (1951) 316-319

Lindner, H.; Kneschaurek, P.

Radioonkologie

Schattauer Verlag, Stuttgart/New York, 1996

Manens, J.P.; Buchheit, I.; Beauvais, H.; Gaboriaud, G.; Mazal, A.; Piret, P.

Dosimétrie des faisceaux de photons de faibles dimensions

Cancer Radiother. 2 (1998), 105-114

McKerracher, C.; Thwaites, D. I.

Assessment of new small-field detectors against standard-field detectors for practical stereotactic beam data acquisition

Phys. Med. Biol. 44 (1999) 2143-2160

Meeks, S.L.; Bova, F.J.; Kim, S.; Tomé W.A.; Buatti J.M.

Dosimetric characteristics of a double-focused miniature multileaf collimator

Med. Phys. 26 (1999) 729-733

Monk, J. E.; Perks, J. R.; Doughty, D.; Plowman P. N.

Comparison of a micro-multileaf collimator with a 5-mm-leaf-width collimator for intracranial stereotactic radiotherapy

Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 57 (2003) 1443-1449

Mota, H. C., Sibata, C. H., Roberts, W., Higgins, P. D.

Film dosimetry: linearisation of dose-response for relative measurements of dose distribution

Phys. Med. Biol. 35 (1990) 565-569

Novotny J. , Gomola I. , Izewska J. , Huyskens D. And Dutreix

External audit of photon beams by mailed film dosimetry: feasibility study

Phys. Med. Biol. 42 (1997) 1277-1288

Pirzkall, A.; Debus, J.; Lohr, F.; Fuss, M.; Rhein, B.; Engenhart-Cabillic, R.; Wannenmacher, M.

Radiosurgery alone or in combination with whole-brain radiotherapy for brain metastases

Journal of Clinical Oncology, Vol.16, No.11 (1998) 3563-3569

Podgorsak, E.B.; Oliver, A.; Pla, M.; Hazel, J.; de Lotbiniere, A.; Pike, B.

Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery

Appl. Neurophysiol. 50: 263-268, 1987

Podgorsak, E.B.; Oliver, A.; Pla, M.; Lefebvre, P.-Y.; Hazel, J.

Dynamic stereotactic radiosurgery

Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 14 (1988) 115-126

Rassow, J.; Strüter HD.

Beitrag zur Filmdosimetrie energiereicher Strahlen

Strahlentherapie, 1971; 141, 336-341

Renato M.E, Sabbatini, PhD

The History of Psychosurgery

Brain & Mind Magazine, June 1997

Rice, R. K.; Hansen, J. L.; Svensson, G. K.; Siddon R. L.

Measurement of dose distributions in small beams of 6 MV X-rays

Phys. in Med. Biol. 32 (1987), 1087-1099

Richter, J.; Flentje, M.

Strahlenphysik für die Radioonkologie

Thieme Verlag, 1.Auflage, 1998

Schlegel, W.; Pasty, O.; Brotfeld, T.; Becker, G.; Schad, L.; Gademann, G.; Lorenz, W. J.

Computer systems and mechanical tools for stereotactically guided conformation therapy with linear accelerators

Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 24 (1992) 781-87

Schlunbaum, W.; Flesch, U.; Stabell, U.

Medizinische Strahlenkunde

Walter de Gruyter Verlag, Berlin, 7.Auflage, 1994

Schmidt, R.

Script zur Vorlesung Medizinische Strahlenphysik Teil2

Homepage des Bereichs Medizinische Strahlenphysik in der Abteilung Strahlentherapie, Radiologisches Zentrum, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

(<http://www.uke.uni-hamburg.de/Clinics/Radiology/MedSPPhys/hmp.html>) S.35-37

Serago, C.F.; Houdek, P.V.; Hartmann, G.H.; Saini, D.S.; Serago, M.E.; Kaydee, A.

Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24 MV x-ray beams for radiosurgery

Phys. Med. Biol. 37 (1992) 1943-56

Shiu, A. S.; Koony, H. M.; Ewton, J. R.; Tung, S. S.; Wong, J.; Ante, K.; Maor, M. H.

Comparison of miniature multileaf collimator (MMLC) with circular collimation for stereotactic treatment

Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 37 (1997) 679-688

Sibata, C. H.; Mota, H. C.; Beddar, A. S.; Higgins, P. D.; Shin, K. H.

Influence of detector size in Photon beam profile measurements

Phys. Med. Biol. 36 (1991) 621-31

Skerhut, Daniel; Klepper, Rudolf

Verfahren zur Dosiskalibrierung in der Filmdosimetrie ohne externe Eichung

Med. Phys. 1993; Herausg. Reinhold G. Müller und Jürgen Erb

Somiglian, A.; Cattaneo G. M.; Fiorino, C.; Borelli, S.; del Vecchio, A.; Zoncaf, G.; Pignolit, E.;

Loit, G.; Calandrino, R.; Marchesini, R.

Dosimetry of Gamma Knife and linac-based radiosurgery using radiochromic and diode detectors

Phys. Med. Biol. 44 (1999) 887-897

Sun, J.; Zhu, Y.

Study of dosimetric penumbra due to multileaf collimation on a medical linear accelerator

Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys., 5 (1995) 1409-1417

Toshiba Corporation, Medical Systems Company; Homepage

<http://www.toshiba-medical.co.jp/tmd/products/tiryoud/kd2.html>

Urie, M.M.; Lo, Y.C.; Litofsky, S.; FritzGerald, T.J.

Miniature multileaf collimator as an alternative to traditional circular collimators for stereotactic radiosurgery and stereotactic radiotherapy

Stereotact. Funct. Neurosurg. 76 (2001) 47-62

Wang, L.; Hoban, P.; Paskalev, K.; Yang, J.; Li, J.; Chen, L.; Xiong, W.; Ma, C.

Dosimetric advantage and clinical implication of a micro-multileaf collimator in the treatment of prostate with intensity-modulated radiotherapy

Medical Dosimetry 30 No.2 (2005) 97-103

Williamson J., Kahn F. M., Sharma S. S.

Film dosimetry of megavoltage photon beam: a practical method of isodensity-to-isodose curve conversion

Med. Phys. 8 (1981) 94-98

Xia, P.; Geis, P.; Xing, L.; Ma, C.; Findley, D.; Forster, K.; Boyer, A.

Physical characteristics of a miniature multileaf collimator

Med. Phys. 26 (1999) 65-70

Yin F.-F.

Physical penumbra change of beam profile due to film digitization

Med. Phys. 22 (1995) 803-805

Akademische Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren Damen/Herren in Marburg

Arnold, Aumüller G, Aumüller, Barth, Basler, Bauer, Baum, Beato, Bertalanffy, Bien, Bolm, Cetin, Christiansen, Daut, Effendy, Engel, Engenhardt, Feuser, Fischer, Fruhstorfer, Fuhrmann, Fuhs, Gemsa, Geus, Görg, Gotzen, Gressner, Griss, Gröne, Grzeschik, Habermehl, Happle, Hasilik, Havemann, Hellinger, Hesse, Höffken, Hofmann, Kälble, Kern, Kleine, Klenk, Klose, Koch, Koolman, Krause, Kretschmer, Krieg, Kroll, Kuhn, Lang, Lange, Lauer, Lennartz, Löffler, Maisch, Mennel, Moll, Moosdorf, Mueller, Mutters, Neubauer, Nies, Oertel, Pfab, Radsak, Remschmidt, Röhm, Rothmund, Schacht-schabel, Schäfer, Schmidt, Schneider, Schüffel, Schulz, Schulze, Schwarz, Schweigerer, Seifart, Seitz, Seyberth, Slenczka, Steiniger, Stinner, Sturm, Suske, Thomas, Vohland, Voigt, Weihe, Werner, Westermann, von Wichert

Meine akademischen Lehrer waren Damen/Herren in Dresden

Bach, Felber, Frühauf, Hüttenbrink, Kirch, Knothe, Koban, Rolle, Saeger, Scheuch, Zwipp

Danksagung

In erster Linie gilt mein Dank meiner Doktormutter Prof. Dr. Rita Engenhardt-Cabillic, die mir diese Arbeit ermöglicht hat und mir trotz Ortswechsel und Auslandsaufenthalt das nötige Vertrauen entgegengebracht hat diese Arbeit fertig zu stellen. Des weiteren gilt mein Dank meinen Betreuern Dr. Ute Spahn und in besonderem Maße Dr. Hans-Otto Neidel, der mir immer mit konstruktiver Kritik, Rat und nicht zuletzt einer großen Portion persönlichen Engagements zur Seite gestanden hat.

Ausgesprochener Dank gilt auch meiner Frau Dörte, die mir mit großer Geduld und Ausdauer an vielen Wochenenden und Abenden den Rücken für die Schreibarbeiten frei gehalten hat.